



# Comportement biomécanique de la paroi abdominale et de ses composants musculaires : du spécimen isolé au patient

Doris Tran

## ► To cite this version:

Doris Tran. Comportement biomécanique de la paroi abdominale et de ses composants musculaires : du spécimen isolé au patient. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2013. Français. NNT : 2013LYO10258 . tel-01161611

**HAL Id: tel-01161611**

**<https://theses.hal.science/tel-01161611>**

Submitted on 8 Jun 2015

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1  
ÉCOLE DOCTORALE MÉGA

**THÈSE DE DOCTORAT**

Spécialité : MÉCANIQUE

Présentée et soutenue publiquement par:

**DORIS TRAN**

le 10 décembre 2013

à l'IFSTTAR site Lyon-Bron

N° d'ordre : 258 - 2013

**COMPORTEMENT BIOMÉCANIQUE DE LA  
PAROI ABDOMINALE ET DE SES  
COMPOSANTS MUSCULAIRES :  
DU SPECIMEN ISOLÉ AU PATIENT**

**Jury**

Directeur :	David Mitton, Directeur de Recherche, IFSTTAR, Lyon-Bron
Co-directeur :	Philippe Beillas, Chargé de Recherche, IFSTTAR, Lyon-Bron
Rapporteurs :	Jean-François Ganghoffer, Professeur des Universités, ENSEM, Nancy Yannick Tillier, Ingénieur de recherche HDR, Mines ParisTech Sophia Antipolis
Examineurs :	Jacques Ohayon, Professeur des Universités, Université de Savoie Jean-Louis Caillot, Professeur des Universités – Praticien Hospitalier, CHU Lyon Sud
Membres invités :	David Voirin, Praticien Hospitalier, CHU Grenoble Frédéric Turquier, Directeur R&D Covidien Surgical Solutions, Trévoux



## COMPORTEMENT BIOMÉCANIQUE DE LA PAROI ABDOMINALE ET DE SES COMPOSANTS MUSCULAIRES : DU SPÉCIMEN ISOLÉ AU PATIENT

---

Dans le but d'améliorer le traitement des éventrations, cette thèse porte sur la biomécanique de la paroi abdominale. Plusieurs aspects de son comportement ont été étudiés: de la paroi globale aux constituants, de la paroi passive *ex vivo* sous chargement contrôlé à la paroi active *in vivo* sous chargement physiologique et enfin de la paroi saine des volontaires non-malades à la paroi lésée des patients en pré-opératoire.

Un protocole a été développé pour évaluer la contribution des composants de la paroi abdominale humaine *ex vivo* à sa réponse mécanique globale. Les spécimens sont sollicités par pression après dissection successive des différents composants. L'analyse par stéréo-corrélation des déformations de la surface interne a montré que la gaine des rectus abdominis joue un rôle important dans la réponse de la paroi abdominale antérieure.

Les examens *in vivo* ont permis de considérer la paroi abdominale *in situ* de 11 volontaires non-malades et pour la première fois de patients souffrant d'éventration (n=4) en pré-opératoire. Géométrie externe et interne, élasticité des muscles et raideurs locales ont été mesurées lors d'activités physiologiques. Les paramètres mécaniques mesurés sur les patients restent soit dans l'étendue de mesure des valeurs des volontaires non malades, soit sont plus faibles.

Dans le futur, l'inclusion d'autres patients et des examens post-opératoires seront poursuivis. On disposera alors de données quantitatives de la paroi abdominale couvrant l'état sain, lésé et réparé. Des modèles numériques pourront être développés. Ils permettront d'estimer l'influence de paramètres mécaniques et géométriques sur le comportement de la paroi abdominale.

---

Discipline : Biomécanique

Mots-clefs : Stéréo-corrélation, élastographie ultrasonore par ondes de cisaillements, expérimentation, *ex vivo*, *in vivo*, déformation, volontaires, éventration

---

## BIOMECHANICAL BEHAVIOR OF THE ABDOMINAL WALL AND ITS MUSCULAR COMPONENTS : FROM ISOLATED SPECIMENS TO PATIENT

---

This thesis focuses on the biomechanics of the abdominal wall in order to help improving the treatment of incisional hernias. Several aspects of its response were studied: from global wall to components, from passive wall *ex vivo* subjected to controlled loading to active wall *in vivo* under physiological loading and finally from intact wall of healthy volunteers to incised wall of herniated patients before repair surgery.

A protocol was developed to assess the contribution of the components of the human abdominal wall *ex vivo* to the global mechanical response. The specimens were loaded by air pressure after dissection of different components. The strain analysis of the internal surface by stereo-correlation highlighted the importance of the rectus abdominis sheath in the response of the anterior abdominal wall.

The *in vivo* examinations considered the entire abdominal wall *in situ* of 11 healthy volunteers and for the first time herniated patients before surgery (n=4). External and internal geometry, muscle elasticity and local stiffness were measured during various physiological activities. Mechanical parameters measured on patients remain either in the range of values obtained with healthy volunteers or lower.

In the future, the inclusion of other patients and post-operative examinations will be conducted. This will provide quantitative data for the healthy, incised and repaired abdominal wall and support the development of numerical models to estimate the influence of mechanical and geometrical parameters on the behavior of the abdominal wall

---

Field : Biomechanics

Key words : Stereo-correlation, shearwave ultrasound elastography, experimentation, *ex vivo*, *in vivo*, strain, volunteers, incisional hernia

---





# Remerciements

J'ai eu la chance, pendant ces trois années de thèse, d'avoir été supervisée par d'excellents encadrants : David Mitton et Philippe Beillas. Ils ont su se rendre toujours disponibles pour me guider à chaque étape de mon travail. Ils m'ont apporté un soutien autant scientifique que moral et ont été particulièrement attentifs et attentionnés à mon égard. J'espère avoir acquis à leurs côtés, un peu de leur vision et de leur rigueur scientifique. Je tiens à les remercier de m'avoir accompagnée et encouragée tout au long de ce travail.

Merci à Philippe Vézin de m'avoir accueillie au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, et pour sa bienveillance. Les installations et équipements m'ont permis d'évoluer dans un environnement de qualité.

Je souhaite remercier l'équipe de recherche et développement de Covidien – Frédéric Turquier, Gaëtan Guérin, Vit Novacek et Tristan Belzacq – pour m'avoir confié ce projet. La collaboration a été très enrichissante, et plus précisément leur attentes sur mes résultats ont été une grande stimulation.

Je remercie également la Région Rhône-Alpes pour le financement de l'échographe-élastographe.

Ce projet n'aurait pas pu être complet sans l'appui de plusieurs chirurgiens. Je tiens à les remercier pour la curiosité et l'intérêt qu'ils ont témoigné à ce projet de recherche. Les échanges que nous avons eus ont été très riches et ont apporté un éclairage clinique essentiel.

Merci au Dr David Voirin du CHU de Grenoble, pour son expertise et sa disponibilité. Son aide et son implication pour la partie expérimentale *ex vivo* et la mise en place du protocole *in vivo* ont été précieuses.

Je remercie vivement les Dr Philippe Chiche, Dr Olivier Duwat et Dr Serge Brouzes, du service de chirurgie viscérale du Centre Hospitalier de Rambouillet. En acceptant de participer à l'étude sur patients, ils nous ont permis d'entamer une phase de recherche importante. Leur enthousiasme et leur accueil chaleureux nous ont apporté des conditions idéales pour l'inclusion des deux premiers patients dans l'étude.

Grâce au Pr Jean-Louis Caillot du CHU Lyon-Sud, nous avons pu inclure deux autres patients dans l'étude. Je le remercie pour sa confiance. Il a tout de suite accepté de participer à l'étude sur patients. Notre discussion sur les résultats a été extrêmement enrichissante et incite à poursuivre les recherches.

Je souhaite remercier les membres de mon jury de thèse : Le Pr Jacques Ohayon, le Pr Jean-Louis Caillot et plus particulièrement le Pr Jean-François Ganghoffer et Yannick Tillier qui ont accepté d'être rapporteurs de cette thèse.

Un grand merci à Florence Podwojewski que j'ai rejoint sur ce sujet d'étude. Nous avons travaillé ensemble au développement et à la mise en œuvre des expérimentations avec les volontaires non-malades. Elle a été une collègue et une amie formidable. J'ai eu la chance d'avoir quelqu'un à mes côtés qui connaissait et comprenait exactement ce que je pouvais traverser. Forte de son expérience, elle m'a entre autres initiée, tel un marabout polonais, aux rituels expérimentaux qui garantissent le bon déroulement des manip. Sa gentillesse et sa générosité s'illustrent en particulier par la manière dont

elle a pris soin de mon papy russe. Il s'en est retrouvé plus vaillant et plus fringant que le sien. Enfin, sa rigueur et son sérieux n'ont pas empêché de mémorables instants de fou-rire, de folie et de chant.

Je tiens à remercier l'indispensable équipe technique et à la constante bonne ambiance qu'ils font régner sur la Plateforme Biomécanique Expérimentale. Merci à Yves Caire pour son aide dans la conception et réalisation des montages expérimentaux, pour sa présence lors de nos déplacements à Rambouillet. Un grand merci à Leila Benboubaker pour son impressionnante efficacité lors des expérimentations. Merci également à Stéphane Ardizzone pour son aide sur les différents capteurs et branchements, à Richard Roussillon et son atelier.

Merci également au Dr Alexandre Cogan qui a été présent lors de toutes les expérimentations avec les volontaires non-malades.

Je souhaite aussi remercier les volontaires non-malades et patients qui ont accepté de participer aux expérimentations. Ils ont fait preuve de beaucoup de patience lors de nos longues séances de mesure.

Si ces années de thèse ont été agréables, cela doit évidemment à l'ensemble des personnes que j'ai côtoyées au laboratoire. Je pense particulièrement à Fabien Berthet qui a toujours été d'une ponctualité irréprochable sur les horaires de pause. Je lui dois avant tout, toutes mes connaissances en programmation. Si l'anglais n'est pas sa langue d'expression favorite, scilab est sûrement sa langue maternelle. Mes pensées vont également vers Cindy Pineau. Sa persévérance, sa force de travail, son immense gentillesse et son rire m'ont toujours impressionnés. « One step at a time » restera ma devise. A Clémentine Helfenstein-Didier, avec qui j'ai partagé Philippe Beillas, l'élastographe et de belles années au laboratoire depuis nos stages de master. A ceux qui sont partis, Jeanne Bulle, Sophie Litzler, Aline Brunon, Anne-Laure Didier, Julien Lardy, Romain Panetier, Julien Numa... Et à ceux qui restent, je vous souhaite bien du courage : Pascal Vallée, Charles Jayyosi, Romain Tisserand, Anicet Le Ruyer, Romain Desbats, Edison Zapata, et ceux de la fac. A nos séances hebdomadaires de badminton, merci de m'avoir laissé jouer et progresser avec vous. Je continuerai à prendre mon destin en main, mais je continuerai inmanquablement à prendre l'ascenseur dès que j'en aurai la possibilité. A nos parties endiablées de TLMVPSP, ce jeu qui nous a tous révélés et qui a largement contribué à l'esprit d'équipe. A ceux que je n'ai pas nommés : Les permanents et leurs enfants, les administratifs, les retraités, les stagiaires (mention spéciale pour Emmanuelle Nadal). Enfin, je tiens à remercier également tous ceux avec qui j'ai pu déjeuner, d'avoir patiemment guetté mes dernières bouchées avant de sortir de table.

A la fin de toutes ces années d'étude, je tiens à remercier ceux qui, en coulisses, ont peuplé mes soirées, weekend et vacances.

A ma famille. A mes Ba Nôi. A ma grand-mère Ba Ngoai, chez qui l'humour et le dynamisme n'ont pas pris une ride. Elle attend impatiemment la soutenance de thèse. A mon grand-père Ông Ngoai qui avait promis d'être présent, et qui le sera par la pensée. A mes parents pour leur infailible soutien et leurs conseils avisés dans l'orientation de mes études. A mon frère et ses ambitions pour moi et pour nous. A mes très chers oncles et tantes, et particulièrement à ma Di Tu, Diêp Gavalda, qui a su convaincre ses chirurgiens de participer à ce projet de recherche. Elle a remué tout le bloc pour nous permettre d'observer les interventions dans les meilleures conditions.

A mes amis.

Aux amis d'enfance, cette bande de chics filles et de chics types : Juliette Sermage, Karim Barkaoui, Camille Huet, Olga Prader, Claire Baronnet, Gabrielle Falzone, Maja Seegmuller, Mathilde Le Meur, Amélie Leenhardt, Hortense Foultenburger, Félix Brochier, et tous les autres... Après 15 années de belle amitié, sans compter toutes celles à venir, vous êtes les témoins de mon avancement dans la vie depuis nos années au LFA.

Aux greluches, mon équipe médico-légale de choc. Votre amour, votre humour et votre intelligence (tant physique que cérébrale) sont incomparables.

A Camille Perrin, pour avoir été là depuis toujours, et pour toujours. Merci de m'avoir suivi à Lyon. A Chloé Mulatier, pour sa compréhension, son énergie et son côté aventurier qui m'a toujours fait rêver. A Lola Chunet, et son grand cœur. Elle sait aussi bien jouer le rôle de Maître Cortex que celui de Maître Nuchet.

A Camille Robert, pour son extraordinaire sens de l'autodérision et de l'analyse psychologique. A Imen Laradh, aujourd'hui jeune maman qui ne doit son bonheur qu'à sa force, sa volonté et sa génialité qui l'ont rendue si bien entourée.

A vos amoureux Tanguy, Damien, Bastien et Olivier.

A Léa Figueroa, à notre amitié si forte et si simple, si évidente. Malgré la distance qui nous a souvent séparées, je sais qu'on peut compter l'une sur l'autre, quoiqu'il arrive.

A Chloé Tiano, à notre rencontre dans la jolie petite ville de Troyes, au lien qui s'est créé et qui a perduré.

A la famille de la rue de Barre : Yann Monier, Sébastien Menu, Camille Bez, Imogen Bevan, Stuart Corring, Yanina Scaglioni, Claire Bernon, Robin Hantzer, Camille Dosch, Virginie Prignot, aux amis lyonnais Aude Charpigny, Boris Chabilan, Jade Nesme et leurs chouettes bandes de copains. Ils ont toujours répondu présent à l'apéro, en dépit des horaires, des intempéries, des lendemains difficiles... Grâce à eux, mes années de thèse ont bénéficié d'un subtil équilibre de fête et de travail, d'ivresse et de sérieux.

A la famille Dureau, et plus particulièrement Charlotte et Philippe qui ont toujours été attentionnés avec moi et qui m'ont bien chouchoutée pendant la rédaction ce mémoire.

Enfin je tiens à remercier mon Maxime avec qui j'ai tout partagé ces dernières années.



# Table des matières

<b>Remerciements .....</b>	<b>3</b>
<b>Table des matières .....</b>	<b>9</b>
<b>Introduction .....</b>	<b>13</b>
<b>Chapitre I : Contexte et état de l'art .....</b>	<b>15</b>
<b>1.1. Introduction .....</b>	<b>15</b>
<b>1.2. Anatomie .....</b>	<b>15</b>
1.2.1. Les muscles verticaux .....	16
1.2.2. Les muscles larges .....	17
1.2.3. Les structures membranaires .....	19
<b>1.3. L'événtration, une pathologie de la paroi abdominale .....</b>	<b>21</b>
1.3.1. Définition .....	21
1.3.2. Traitement des événtrations .....	22
1.3.3. Conclusion intermédiaire .....	24
<b>1.4. Caractérisation mécanique <i>ex vivo</i> de la paroi abdominale et de ses composants ....</b>	<b>25</b>
1.4.1. Essais mécaniques sur paroi entière .....	25
1.4.2. Composants musculaires de la paroi abdominale .....	26
1.4.3. Composants membranaires de la paroi abdominale .....	27
1.4.3.1. La linea alba .....	27
1.4.3.2. La gaine des rectus abdominis .....	30
1.4.3.3. Le fascia transversalis .....	32
1.4.3.4. Comparaison entre les structures membranaires dans des études appariées .....	34
1.4.3.5. Anisotropie et variations inter-individuelles .....	35
1.4.3.6. Loi de comportement .....	37
1.4.4. Conclusion intermédiaire .....	38
<b>1.5. Caractérisation <i>in vivo</i> de la paroi abdominale .....</b>	<b>39</b>
1.5.1. Activation des muscles de la paroi abdominale .....	39
1.5.2. Déformation et élasticité de la paroi abdominale .....	42
1.5.3. Mesures de raideur locale .....	43
1.5.4. Conclusion intermédiaire .....	44
<b>1.6. Élastographie ultrasonore par onde de cisaillement .....</b>	<b>45</b>

1.7. Conclusion et objectifs spécifiques de la thèse.....	47
<b>Chapitre II : Contribution des composants à la réponse biomécanique de la paroi abdominale <i>ex vivo</i> .....</b>	<b>49</b>
2.1. Introduction.....	49
2.2. Matériels et méthode.....	50
2.2.1. Échantillons .....	50
2.2.2. Dispositif expérimental .....	50
2.2.3. Mesures .....	53
2.2.4. Traitement des données .....	54
2.3. Résultats.....	55
2.3.1. Paroi abdominale intacte .....	55
2.3.2. Dissection successive des composants.....	57
2.3.3. Comportement mécanique à travers les dissections successives.....	58
2.4. Discussion .....	61
2.4.1. Paroi abdominale intacte .....	62
2.4.1.1. Paramètres géométriques .....	62
2.4.1.2. Déformation .....	62
2.4.1.3. Élasticité .....	64
2.4.2. Evolution des déformations initiales et sous pression au cours de l'expérimentation .....	64
2.4.3. Limites .....	65
2.5. Conclusions.....	65
<b>Chapitre III : Caractérisation <i>in vivo</i> de la paroi abdominale de volontaires non malades .....</b>	<b>67</b>
3.1. Introduction.....	67
3.2. Matériels et Méthodes.....	68
3.2.1. Les sujets volontaires .....	68
3.2.2. Équipements d'essai et mesures .....	68
3.2.2.1. Acquisition de données géométriques externes et internes .....	69
3.2.2.2. Caractérisation par élastographie et réponse de la paroi à une sollicitation mécanique externe .....	71
3.2.2.3. Évaluation de l'activité musculaire.....	73
3.2.3. Activités réalisées par les volontaires .....	73
3.2.3.1. Position au repos, état de référence .....	73

3.2.3.2.	Sollicitation vers l'arrière.....	73
3.2.3.3.	Manœuvre de Valsalva.....	73
3.2.3.4.	Toux.....	74
3.2.3.5.	Respiration abdominale .....	74
3.2.4.	Déroulement du protocole.....	74
3.2.5.	Traitement et analyse des données .....	78
3.2.5.1.	Surface externe de la paroi abdominale .....	78
3.2.5.2.	Géométrie interne.....	78
3.2.5.3.	Déplacement de la paroi abdominale .....	79
3.2.5.4.	Élasticité .....	79
3.2.5.5.	Raideur locale .....	79
3.2.5.6.	Analyse statistique .....	80
<b>3.3.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>80</b>
3.3.1.	Géométrie.....	80
3.3.2.	Modules de cisaillement des muscles .....	83
3.3.3.	Corrélation entre raideur locale et module de cisaillement .....	85
3.3.4.	Évaluation des activités musculaires et EMG.....	86
<b>3.4.</b>	<b>Discussion.....</b>	<b>88</b>
3.4.1.	Reproductibilité de la mesure élastographique .....	88
3.4.2.	Valeurs de module de cisaillement et effet de la contraction .....	88
3.4.3.	Élasticité et anisotropie.....	89
3.4.4.	Corrélation entre raideur locale et élasticité .....	90
3.4.5.	Activation musculaire et EMG .....	90
<b>3.5.</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>91</b>
<b>Chapitre IV : Caractérisation <i>in vivo</i> de la paroi abdominale de volontaires patients.....</b>		<b>93</b>
<b>4.1.</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>93</b>
<b>4.2.</b>	<b>Matériels et Méthodes.....</b>	<b>93</b>
4.2.1.	Les sujets volontaires patients .....	93
4.2.2.	Équipements d'essais et mesures .....	94
4.2.3.	Chirurgie .....	95
4.2.4.	Traitement et analyse des données .....	96
<b>4.3.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>96</b>



4.3.1.	Description des patients et de leur réparation chirurgicale .....	96
4.3.2.	Mesures Anthropométriques .....	99
4.3.3.	Module de cisaillement .....	99
	Raideur locale .....	101
<b>4.4.</b>	<b>Discussion .....</b>	<b>101</b>
4.4.1.	Élasticité .....	101
4.4.2.	Raideurs locales .....	103
<b>4.5.</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>103</b>
	<b>Conclusion générale et perspectives .....</b>	<b>105</b>
	<b>Liste des références.....</b>	<b>107</b>

## Introduction

La paroi abdominale protège la cavité abdominale et les organes qu'elle contient. En chirurgie digestive et viscérale, il est nécessaire de l'inciser pour intervenir sur les organes. Le concept de la chirurgie mini-invasive apparaît dans les années 90 avec la laparoscopie<sup>1</sup>. Les stratégies opératoires se développent dans ce sens pour limiter le traumatisme lié aux incisions : La mini-laparoscopie utilise des trocars<sup>2</sup> de quelques millimètres seulement, la laparoscopie « single-port » introduit les instruments par un seul trocart, et les méthodes laparoscopiques utilisant les orifices naturels du corps (*natural orifice tranluminal endoscopic surgeries*) (Lamm *et al.* 2012). Malgré ces avancées, les opérations par laparotomie<sup>3</sup> restent les plus communes. En France, le programme de médicalisation des systèmes d'information rapporte, pour l'année 2009, 361 004 laparotomies contre 288 224 laparoscopies (Le Huu Nho *et al.* 2012). La formation d'éventration, suite à des chirurgies de l'abdomen, est une complication post-opératoire fréquente. Il s'agit de la protrusion de viscères sous la peau par une cicatrice chirurgicale. L'incidence de cette pathologie de la paroi abdominale est de 9.9% après laparotomie (Le Huu Nho *et al.* 2012). Après laparoscopie classique, l'incidence est de 2.1 % et de 1.9% après laparoscopie « single-port » (Gangl *et al.* 2011). Le traitement des éventrations par pose d'implant a grandement amélioré le succès de cette chirurgie par rapport aux techniques de suture. Toutefois, le taux de récurrence après réparation chirurgicale de l'éventration reste important (de 5 % à 20% Awad *et al.* 2005).

Les progrès dans le traitement de l'éventration peuvent passer par l'amélioration des prothèses en les rendant plus adaptées à chaque cas. La modélisation numérique paraît être un outil important pour améliorer de tels développements. Elle pourrait permettre, à plus long terme, d'orienter les solutions thérapeutiques vers un traitement individualisé et spécifique à chaque cas. L'entreprise Covidien conçoit et produit, entre autres, des implants et des modes de fixation d'implant de la paroi abdominale. Leur équipe de recherche et développement se dirige également dans la direction de solutions personnalisées. Elle souhaite développer un outil numérique permettant de simuler le comportement de la paroi abdominale réparée. Ainsi, des implants de tailles et de formes différentes, des modes de fixation d'implant ou encore des poses différentes pourraient être évalués par simulation numérique.

Dans ce contexte, une collaboration a été mise en place entre Covidien et le LBMC (Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs) IFSTTAR-UCBL qui a une expertise en biomécanique des tissus mous et biomécanique de l'abdomen. Un programme de recherche sur quatre ans, s'articule autour de deux thèses : la thèse de Florence Podwojewski soutenue en 2012, et la thèse présentée dans ce

---

<sup>1</sup> Laparoscopie ou coelioscopie : Technique chirurgicale consistant à accéder à la paroi abdominale sans ouverture majeure de la paroi abdominale. Des incisions au trocart permettent d'introduire une optique reliée à une caméra et les instruments chirurgicaux nécessaires à l'intervention. Du CO<sub>2</sub> est insufflé dans la cavité abdominale pour soulever la paroi et créer un espace de visualisation facilitant la chirurgie.

<sup>2</sup> Trocart : Instrument chirurgical ayant la forme d'une tige creuse dont la pointe est aiguisée. Il est utilisé entre autres pour des ponctions, biopsies, injections ou pour introduire des instruments chirurgicaux dans le corps.

<sup>3</sup> Laparotomie : Technique chirurgicale où la paroi abdominale est incisée permettant un accès direct au contenu abdominal pour une chirurgie à « ciel ouvert ».

manuscrit. La première thèse a considéré la paroi comme une structure homogène. Dans cette seconde thèse, l'approche choisie se focalise sur les composants.

L'objectif des recherches présentées dans ce manuscrit est de quantifier le comportement biomécanique de la paroi abdominale et de ses composants. Des expérimentations *ex vivo* sur parois isolées, puis des examens *in vivo* sur volontaires non-malades, puis sur des patients souffrant d'éventration ont été mises en œuvre.

Le premier chapitre présente l'anatomie de la paroi abdominale, et le contexte clinique de l'étude. Puis, les travaux *ex vivo* et *in vivo* de la littérature sont synthétisés. Enfin, l'élastographie ultrasonore par onde de cisaillements est présentée, car elle sera utilisée comme moyen de mesure dans cette recherche.

Dans la littérature, la paroi abdominale en tant que structure homogène a été caractérisée, et les constituants membranaires de la paroi sont étudiés grâce à des essais mécaniques sur échantillons isolés. En revanche, peu de données sont disponibles sur les muscles abdominaux, ou sur la contribution de chaque composant *in situ*. Pour comprendre le rôle des composants dans la réponse mécanique de la paroi, un protocole expérimental original a été développé. Il met en sollicitation un spécimen dont les composants sont successivement réséqués, permettant ainsi d'évaluer la contribution de chacun. La méthodologie et les résultats obtenus avec des parois abdominales humaines *ex vivo* sont décrits dans le deuxième chapitre.

La méthodologie mise en œuvre *ex vivo* se limite à étudier le comportement passif de la paroi abdominale et impose des conditions de chargement très spécifiques éloignées de celles présentes *in vivo*. Des études ont été menées sur volontaires non-malades afin de quantifier soit des paramètres géométriques de la paroi abdominale (par exemple Kanehisa *et al.* 2004), soit mécaniques (par exemple van Ramshorst *et al.* 2011). Aucune étude n'a rapporté une caractérisation selon l'approche de la mécanique des structures (géométrie, propriétés mécaniques et conditions de sollicitation). Le troisième chapitre rapporte les examens *in vivo* menés sur des volontaires non-malades. Ce volet expérimental a pour objectif de caractériser la paroi abdominale *in vivo*, sous des conditions de chargements physiologiques, en prenant en compte l'activité musculaire. Ces examens ont été mis en place conjointement avec la thèse de Florence Podwojewski. Les résultats présentés dans ce chapitre se focalisent plus particulièrement sur les muscles abdominaux.

Ces examens sur volontaires non-malades ont permis de mettre en place un protocole de caractérisation de la paroi abdominale *in vivo*. Cependant du fait de la problématique clinique de cette recherche, l'objectif est de caractériser la paroi lésée. A notre connaissance, aucune étude de caractérisation biomécanique n'a été menée sur patients souffrant d'éventration. Le quatrième chapitre présente une étude exploratoire sur patients, avant leur opération. Le protocole mis en place avec des volontaires non-malades est adapté à la condition physique des patients et à l'environnement hospitalier.

La conclusion de ce manuscrit expose les principaux résultats apportés par ces travaux de thèse, tout en soulignant les limites. Des perspectives seront aussi proposées pour ce domaine de recherche.

# Chapitre I : Contexte et état de l'art

## 1.1. Introduction

Après un rappel des notions anatomiques, une brève revue de littérature clinique présentera l'événement, et les traitements associés, afin de montrer l'intérêt de ce thème de recherche.

Les parties suivantes décriront l'état de l'art sur le plan biomécanique. Les études menées sur des échantillons *ex vivo* seront synthétisées. Parmi elles, on distinguera les études ayant une approche globale (*i.e.* considérant la paroi comme une couche unique) des études testant les différents composants de la paroi abdominale.

Enfin, afin de pouvoir considérer la paroi abdominale avec toutes ses fonctions et dans son environnement physiologique, les examens *in vivo* sont nécessaires. Les moyens de mesure utilisés pour les études s'intéressant à la paroi abdominale *in vivo* seront synthétisés. Une technique innovante, l'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement, sera présentée avec plus de détails, car elle sera utilisée comme technique de mesure.

## 1.2. Anatomie

Les rappels anatomiques qui suivent sont extraits du Gray's anatomie pour les étudiants (Drake *et al.* 2006), Anatomie médicale (Moore et Dalley, 1999), des feuillets d'anatomie (Brizon et Castaing, 1985).

La paroi abdominale est constituée de muscles qui viennent s'insérer sur des éléments osseux. Les cinq vertèbres lombaires et leurs disques intervertébraux, la partie supérieure des os pelviens, le rebord costal, les 5<sup>èmes</sup> aux 12<sup>èmes</sup> côtes et le processus xiphoïde délimitent la paroi abdominale (Figure 1). La partie antérolatérale de la paroi abdominale sera principalement étudiée ici.

La paroi antérolatérale est composée de cinq muscles paires. Au niveau médian, on retrouve deux muscles verticaux : le muscle grand droit de l'abdomen et le muscle pyramidal. Au niveau latéral, on retrouve trois muscles larges : le muscle oblique externe, le muscle oblique interne et le muscle transverse de l'abdomen. L'ensemble de ces muscles constitue une paroi qui participe au maintien et à la protection des viscères abdominaux dans la cavité abdominale. Ils contribuent au maintien de la posture. La contraction de ces muscles joue un rôle dans la respiration et lors de l'expiration forcée (par exemple la toux, l'éternuement, le vomissement). Ils sont également impliqués dans la mobilisation du tronc, les actions où la pression intra-abdominale est augmentée, comme l'accouchement, la miction ou la défécation.

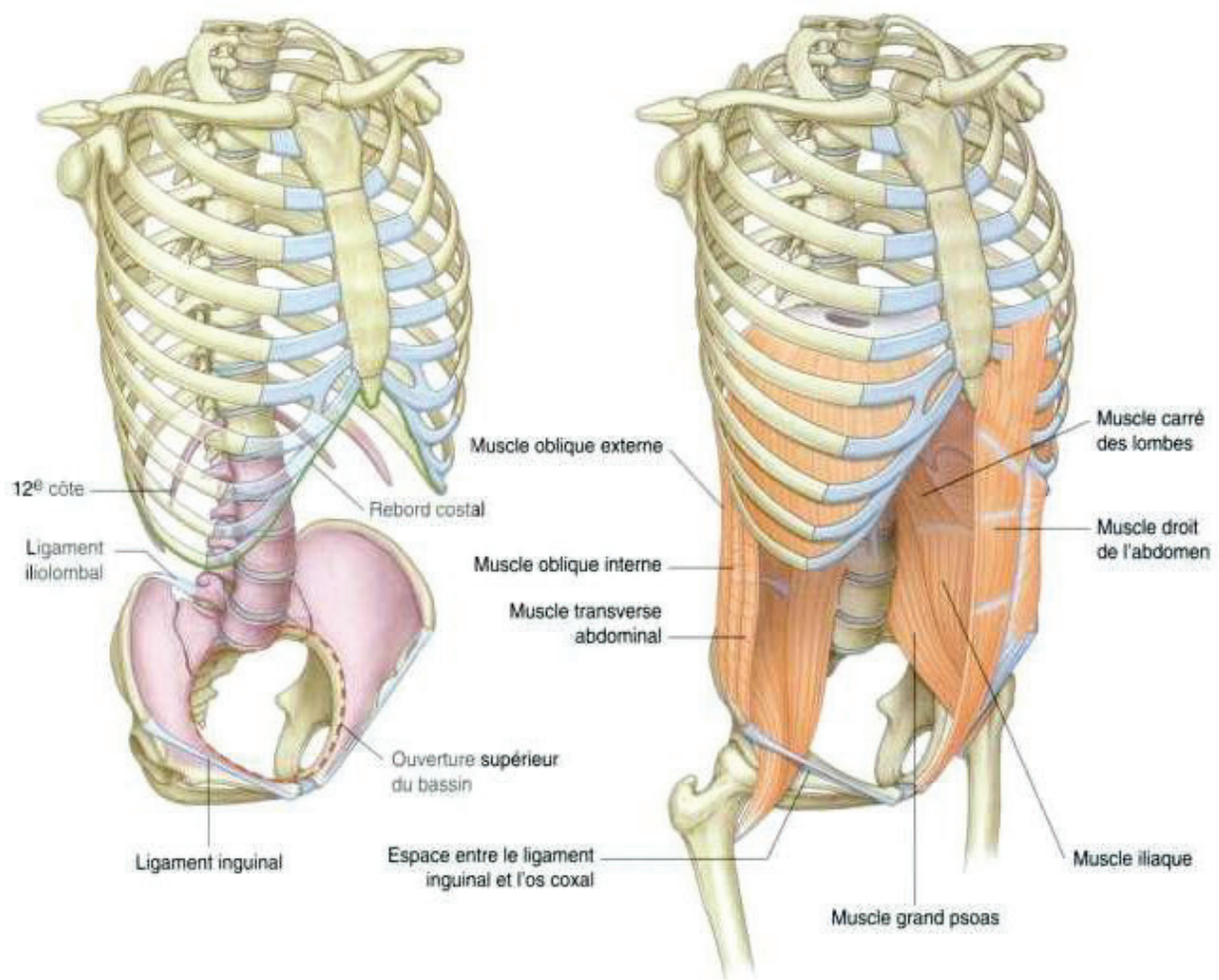


Figure 1. Paroi abdominale, éléments osseux et musculaires, (Drake 2006)

### 1.2.1. Les muscles verticaux

Le muscle droit de l'abdomen, aussi appelé grand droit (de l'abdomen) ou rectus abdominis est un muscle long et épais qui s'étend le long de la ligne médiane, de la partie antéro-inférieure du thorax à la symphyse pubienne. Son corps musculaire est interrompu par trois à quatre bandes fibreuses transversales appelées intersections tendineuses (Figure 2). Il est impliqué dans la compression des viscères abdominaux, le fléchissement de la colonne vertébrale et la tension de la paroi abdominale.

Le second muscle vertical est le muscle pyramidal. Ce petit muscle, qui peut être absent, est situé en avant du rectus abdominis. De forme triangulaire, il s'insère par la base du pubis et se termine par son sommet supérieur, sur la linea alba. Sa fonction est de tendre la linea alba.

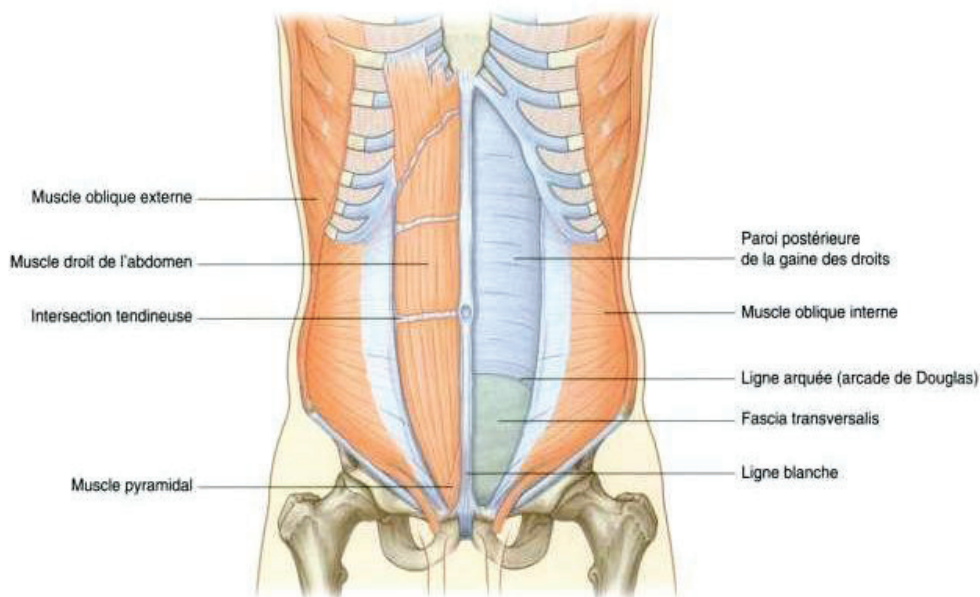


Figure 2. Muscles verticaux, (Drake 2006)

### 1.2.2. Les muscles larges

Le muscle oblique externe, appelé aussi grand oblique ou obliquus externus abdominis, est le plus superficiel des trois muscles larges. Ses fibres musculaires s'insèrent depuis les 5<sup>èmes</sup> aux 12<sup>èmes</sup> côtes jusqu'à la linea alba, l'os iliaque et l'arcade crurale (Figure 3). Elles ont une direction oblique en bas et en avant, et se prolongent dans la partie médiane par une large aponévrose pour participer à la linea alba.

Le muscle oblique interne (petit oblique ou obliquus internus abdominis), est situé sous le muscle obliquus externus (Figure 4). Triangulaire, il rayonne de la crête iliaque aux dernières côtes, à la linea alba et au pubis. Son corps musculaire se prolonge vers l'avant par une aponévrose qui contribue à former la linea alba.

Le muscle transverse de l'abdomen (transversus abdominis) est situé sous l'obliquus internus (Figure 5). Il est tendu de la colonne vertébrale à la linea alba.

Chacun des trois muscles larges est enveloppé de son aponévrose, un feuillet cellulo-fibreux très fin.

Les trois muscles larges sont impliqués dans la compression des viscères abdominaux. La contraction bilatérale des obliquus externus et internus permet la flexion du tronc. En contraction unilatérale, l'obliquus externus permet la rotation du thorax, portant sa face antérieure vers le côté opposé. La contraction unilatérale de l'obliquus internus permet la rotation du thorax, portant sa face antérieure du côté du muscle.



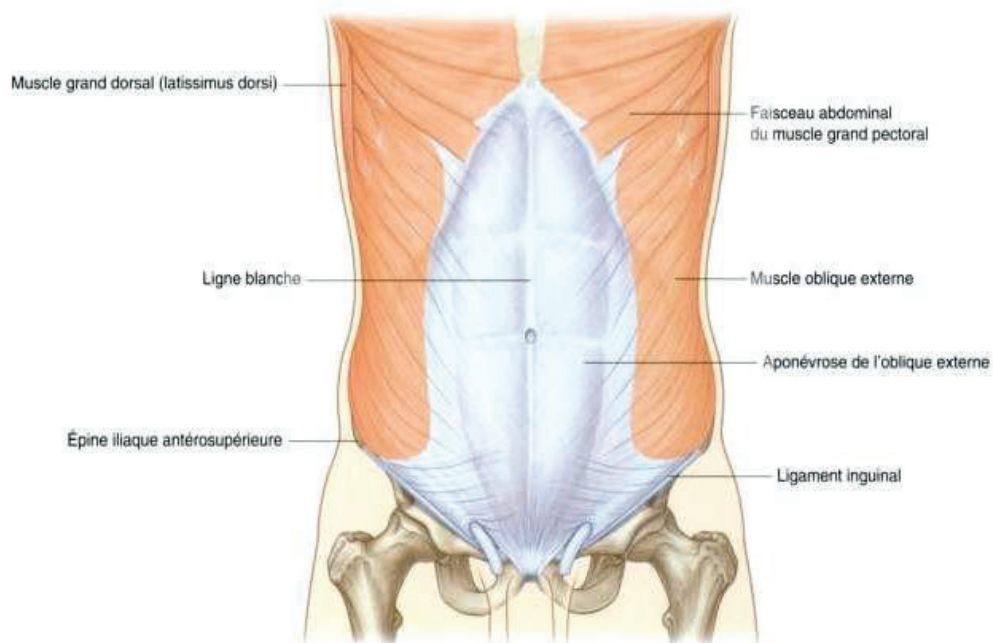


Figure 3. Muscle obliquus externus abdominis, (Drake 2006)

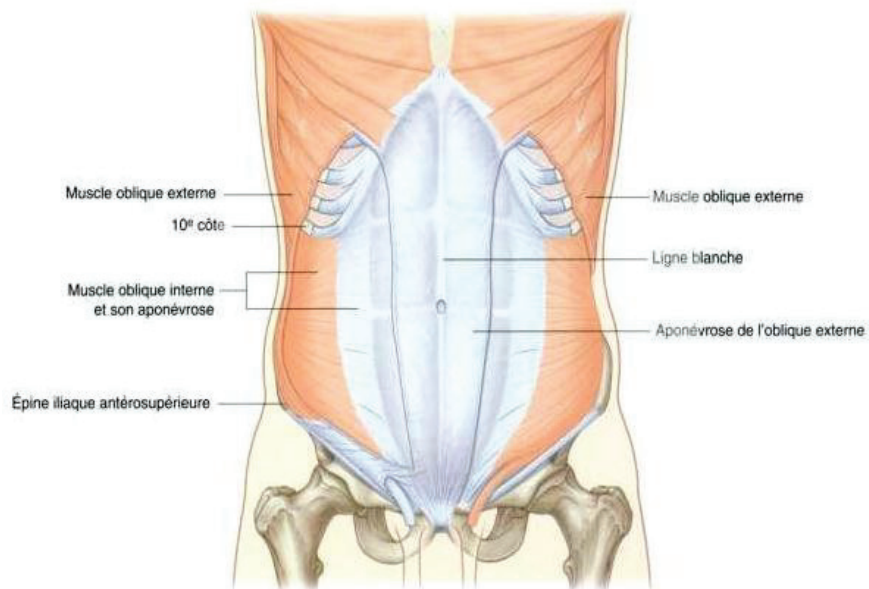


Figure 4. Muscle obliquus internus abdominis, (Drake 2006)

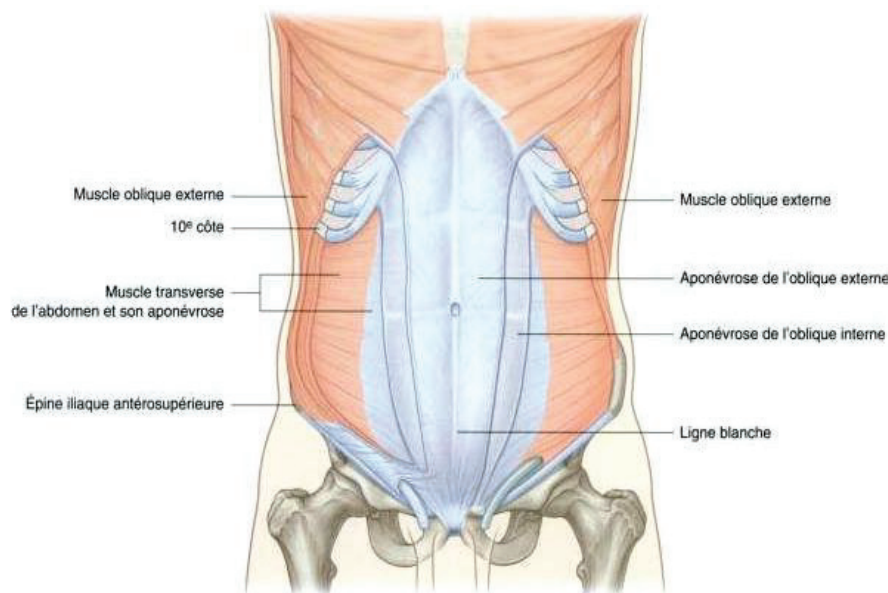


Figure 5. Muscle transversus abdominis, (Drake 2006)

### 1.2.3. Les structures membranaires

Les aponévroses antérieures des muscles larges forment la gaine des muscles rectus abdominis et la linea alba sur la ligne médiane.

La gaine des rectus abdominis est une gaine tendineuse formée par les aponévroses des muscles obliquus externus, obliquus internus et transversus abdominis. La gaine enveloppe complètement le muscle dans ses trois-quarts supérieurs et recouvre la face antérieure du muscle dans son quart inférieur. La ligne arquée (aussi appelée arcade de Douglas) est la ligne horizontale marquant la limite inférieure de la face postérieure de la gaine. Sous la ligne arquée, la face postérieure du rectus abdominis est en contact direct avec le fascia transversalis (Figure 7).

La linea alba, aussi appelée ligne blanche, est une structure fibreuse située sur la ligne médiane de l'abdomen. Elle s'étend du processus xyphoïde à la symphyse pubienne. Elle est constituée par l'entrecroisement des fibres des aponévroses des trois muscles larges qui forment la gaine du rectus abdominis puis la linea alba.

Le fascia transversalis est une membrane aponévrotique qui se trouve entre la surface interne du muscle transversus abdominis et le péritoineum (Figure 6). C'est un feuillet continu tapissant toute la cavité abdominale. Dans la région inguinale il a une structure épaisse et dense. Il fusionne avec l'aponévrose du transversus abdominis sur la face interne du transversus abdominis, où il est mince.



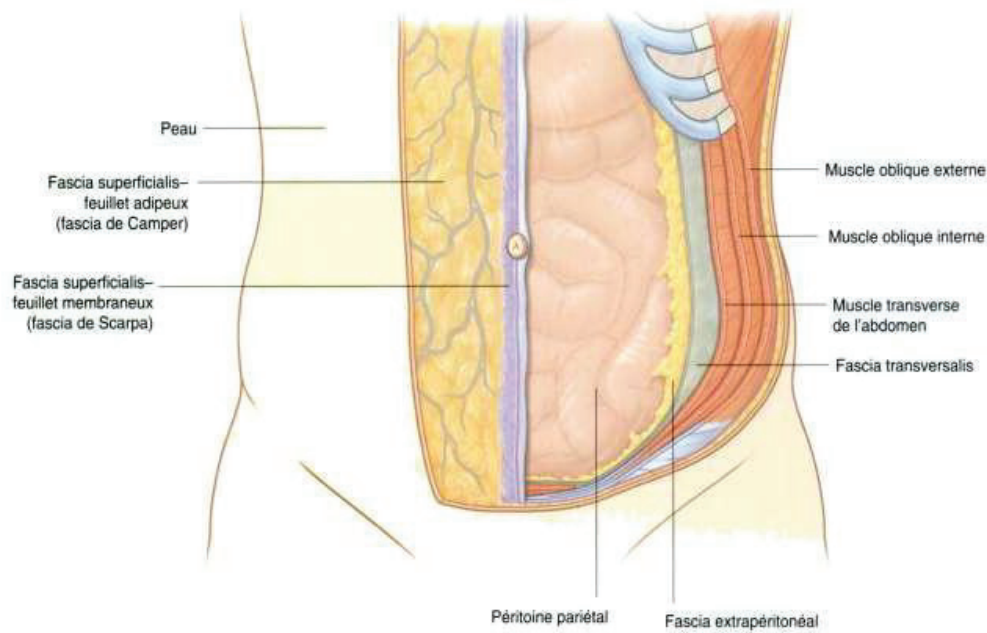


Figure 6. Fascia transversalis (Drake 2006)

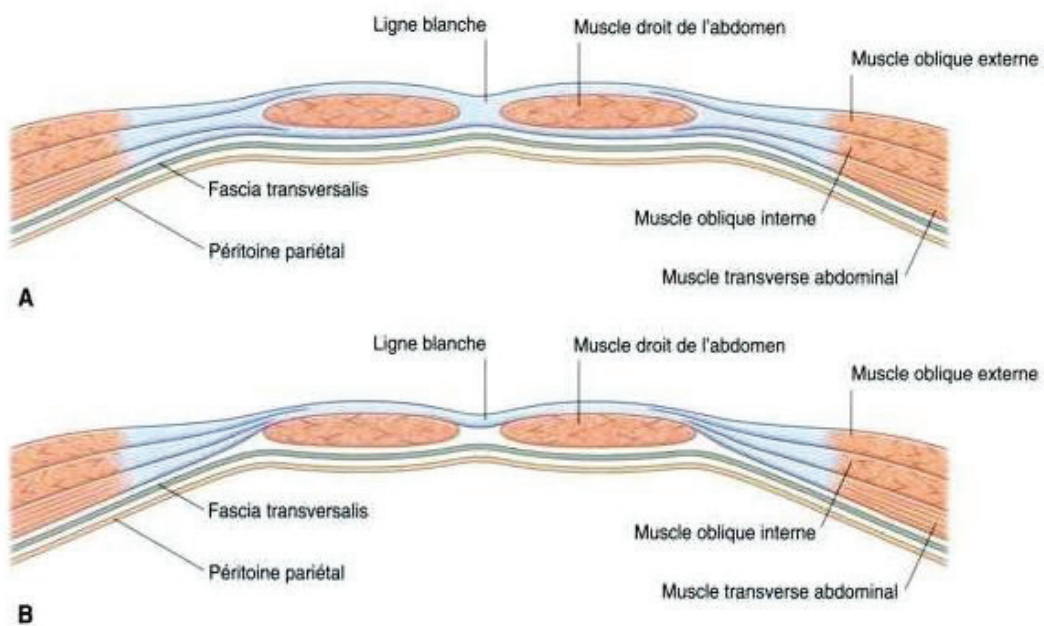


Figure 7. Organisation des rectus abdominis. A: Coupe transversale dans les trois quarts supérieurs de la gaine. B: Coupe transversale dans le quart inférieur de la gaine. (Drake 2006)

## 1.3. L'éventration, une pathologie de la paroi abdominale

### 1.3.1. Définition

Parmi les pathologies de la paroi abdominale, l'éventration, est la complication post-opératoire la plus fréquente en chirurgie générale (Schumpelick *et al.* 2006). Elle concerne jusqu'à 20 % des opérés, 1 mois à 1 an après leur chirurgie (Hoer *et al.* 2002). L'éventration est la protrusion de viscères sous la peau, à travers un orifice non naturel de la paroi abdominale (Figure 8). Cette pathologie survient généralement après une laparotomie, et parfois suite à des incisions au trocart. L'éventration peut résulter d'un défaut de cicatrisation par infection de la plaie ou plus fréquemment lorsqu'une tension chronique est exercée sur les muscles abdominaux. A travers l'orifice, les tissus sont progressivement poussés dans le tissu adipeux sous-cutané par la pression des organes abdominaux. Le péritoine forme ainsi un sac où s'installent généralement des parties de l'intestin grêle et du colon. Ce sac d'éventration est protubérant en position debout ou à l'effort, et s'affaisse au repos ou en position allongée lorsque son contenu réintègre l'abdomen. L'éventration est dite étranglée et irréductible dans le cas où le sac devenu trop volumineux, est étranglé dans l'orifice et que son contenu ne peut plus réintégrer l'abdomen. Cela peut donner lieu à une occlusion intestinale. De plus, des adhérences peuvent se créer entre les viscères, entre les viscères et le sac d'éventration et entre le sac d'éventration et la paroi. Les grandes éventrations peuvent entraîner des douleurs intenses, des ulcères de la peau et des problèmes respiratoires (Hobeika et Houdart 2005).

Différents facteurs de risque affectent le développement d'une éventration. Les facteurs dus à la technique chirurgicale sont le type d'incision (médiane, oblique ou transverse), le matériel utilisé pour la suture et la méthode de suture utilisée. Les facteurs liés au patient sont également identifiés : la capacité de cicatrisation, l'âge, le genre, la présence d'une pathologie concomitante (obésité, anémie, diabète sucré, affection maligne sous-jacente, anévrisme de l'aorte abdominale, trouble héréditaire des tissus conjonctifs) et la prise de toxines exogènes (tabac, certains médicaments) (Schumpelick *et al.* 2006). La taille des orifices d'éventration est variable. Les orifices de moins de 5 cm sont considérés comme petits, entre 5 et 10 cm comme grands, entre 10-15 cm comme très grands et plus de 15 cm comme géants.

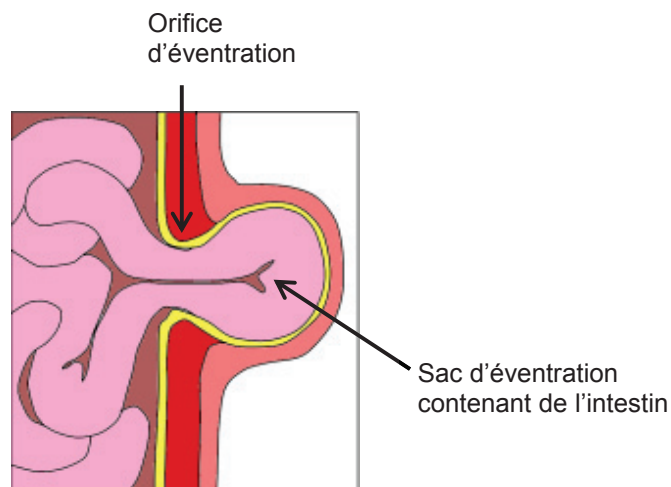


Figure 8. Schéma d'une éventration, Podwojewski 2012

### 1.3.2. Traitement des éventrations

Les bandages, ceinture et corset peuvent contenir le volume du sac d'éventration et limiter la gêne qu'il engendre. Certaines localisations se prêtent mieux à cette contention que d'autres (la proximité des côtes ou du pubis sont difficiles à appareiller). La réparation chirurgicale est donc la seule manière d'obtenir une correction pérenne supprimant le sac d'éventration et fermant l'orifice (Hobeika et Houdart 2005).

Les deux catégories de techniques chirurgicales sont la technique conventionnelle de suture et la pose d'implant en laparotomie ou laparoscopie. Les implants ont pour objectifs de renforcer la paroi abdominale et de combler l'orifice d'éventration.

La réparation par suture entraîne un important risque de récurrence (43 % à 3 ans d'après Luijendijk *et al.* 2000). Cette technique est plutôt indiquée lors de la présence significative de comorbidité, de réparation impliquant l'intestin et les petites incisions au trocart (Schumpelick *et al.* 2006). Ainsi, l'utilisation d'implants est maintenant largement répandue. Elle a augmenté de 34.2 % en 1987 à 65.5% en 1999 (Flum *et al.* 2003). Le taux de récurrence est estimé entre 5 à 20 % lorsqu'il y a pose d'implant (Awad *et al.* 2005).

Les implants utilisés sont produits à partir de polypropylène, polyester, PTFE expansé (polytétrafluoroéthylène) ou PVDF (polyfluorure de vinylidène). Lors de la cicatrisation, ils se solidarisent avec la paroi abdominale et empêchent l'écartement des bords de l'orifice en répartissant la tension sur toute sa surface. Les implants ont évolué au cours du temps et sont devenus plus fins, avec des fibres partiellement absorbables et des diamètres de pores optimisés (Schumpelick *et al.* 2006). Klinge *et al.* 1998 suggèrent que les raideurs des implants semblent trop élevées par rapport aux contraintes physiologiques estimées de la paroi. Ils implantent différents types d'implants chez des rats et leur analyse physiologique montre que la diminution de la raideur des implants réduit la réponse

inflammatoire en garantissant toutefois une intégration suffisante de l'implant dans les tissus. Junge *et al.* 2001 recommandent pour un implant idéal, qu'il présente les mêmes propriétés mécaniques que la paroi abdominale, afin d'être adapté aux tensions et pressions internes de l'abdomen.

Les implants sont initialement fixés à la paroi abdominale à l'aide de sutures et/ou à l'aide de vis résorbables.

Lors de la chirurgie, les implants peuvent être placés dans les différents plans anatomiques de la paroi abdominale.

La Figure 9 illustre les différentes positions :

- Sous-cutané : sous la peau, en avant de la gaine antérieure des rectus abdominis (en anglais, le terme est « onlay » ou « overlay »)
- Linea alba : dans le plan de la linea alba, remplacement (en anglais « inlay bridging »)
- Préaponévrotique rétro-musculaire : en arrière des muscles rectus abdominis, en avant de la gaine postérieure des rectus (en anglais, le terme est « sublay »)
- Prépéritonéal : en arrière de la gaine postérieure des rectus abdominis, en avant du péritoneum pariétal (en anglais, le terme est « underlay »)
- Intrapéritonéal : en arrière du péritoneum pariétal, à l'intérieur de la cavité abdominale

Les implants sont posés en chirurgie ouverte (laparotomie) ou en laparoscopie (également appelée coelioscopie). Cette dernière technique permet entre autres de réduire le risque infectieux, la durée de l'hospitalisation et les douleurs post-opératoires. (Cobb *et al.* 2005 a).

La pose d'implant peut toutefois induire des complications (Burger 2006). Pour les poses intrapéritonéales, les viscères sont en contact avec un matériau étranger au corps humain. Cela peut provoquer une réponse inflammatoire et la formation d'adhésions (Law et Ellis 1988, Luijendijk *et al.* 1996) qui peuvent se traduire par des douleurs chroniques (Monk *et al.* 1994, Duffy et di Zerega 1996), obstructions intestinales (Monk *et al.* 1994, Ellis 1997, Menzies 1993), stérilité (Duffy et di Zerega 1996, Drollette et Badawy 1992) et fistules enterocutanées (Leber *et al.* 1998, Bageacu *et al.* 2002). De plus elles peuvent gêner des chirurgies ultérieures (Suslavich *et al.* 1989). Dans le développement des implants ont donc été introduits des matériaux composites avec un côté antiadhésif. Cependant la réduction de formation d'adhésions est également associée à une baisse d'intégration de l'implant ou à une augmentation du risque inflammatoire (Burger 2006).

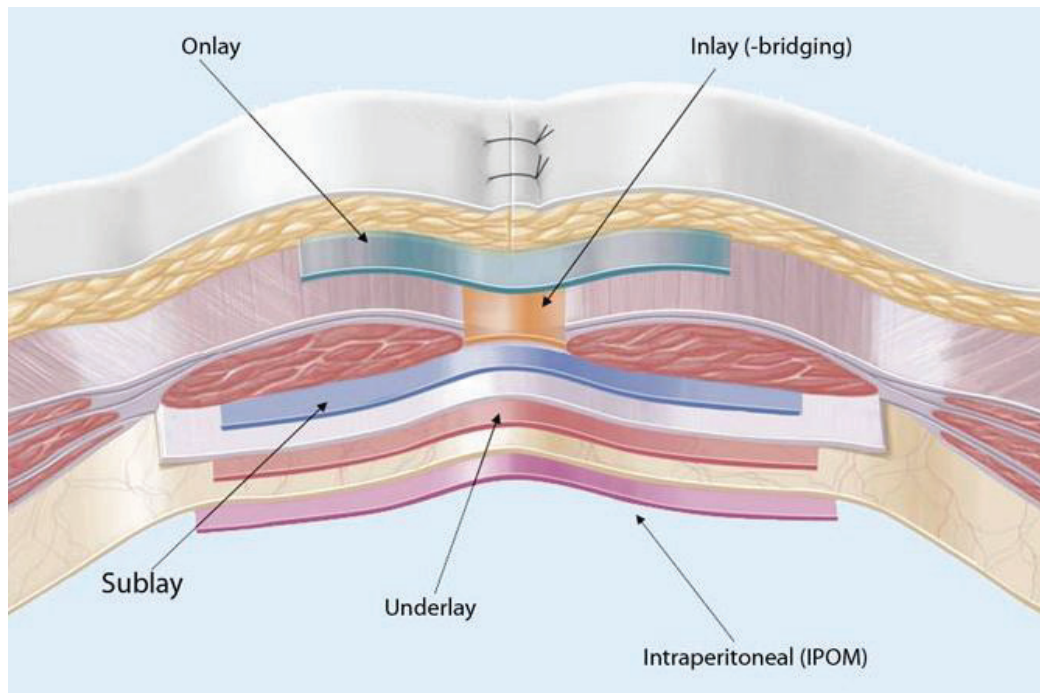


Figure 9. Sites d'implantation des prothèses de la paroi abdominale, Winkler *et al.* 2008

### 1.3.3. Conclusion intermédiaire

Pour chaque cas d'événtration, la technique opératoire et le type d'implant doivent être choisis parmi toutes les solutions possibles. Si les implants ont participé à l'amélioration du traitement de l'événtration, le taux de récurrence après réparation reste important (5 à 20 % d'après Awad *et al.* 2005). La structure et la composition des implants est un axe important de recherche et développement industriels dans ce domaine. L'objectif est de développer des implants permettant à la paroi abdominale réparée d'avoir un comportement similaire à la paroi abdominale saine. Il est donc nécessaire, dans un premier temps, de caractériser la paroi abdominale et ses composants. C'est pourquoi la partie suivante de cet état de l'art synthétise les études sur ce sujet.

Par ailleurs, du fait de l'importante variabilité entre les individus et les types d'événtration (taille, orientation, localisation), un axe d'amélioration à long terme est de personnaliser les traitements. Pour cela, une approche pourrait être la caractérisation de la paroi abdominale saine ainsi que celles de patients, puis le développement de modèles associés permettant d'évaluer la performance de traitement.

## 1.4. Caractérisation mécanique *ex vivo* de la paroi abdominale et de ses composants

Dans la littérature, la caractérisation de la paroi abdominale est essentiellement faite grâce à des expérimentations *ex vivo*, selon des essais mécaniques simples.

Quelques études utilisent des échantillons de paroi abdominale entière, mais la majorité travaille à caractériser des composants de la paroi abdominale isolés. Parmi eux, les corps musculaires se distinguent des structures membranaires. Cette partie de l'état de l'art résumera donc les résultats de ces études. Une attention particulière sera portée à la variabilité inter-individus, inter-composants et à l'anisotropie. L'influence du genre, de l'âge et de l'état sain ou pathologique sera également étudiée.

Pour la suite de cette partie, la direction longitudinale correspond à l'axe cranio-caudal et la direction transverse à l'axe médial-latéral. Ces directions de référence sont surtout utilisées dans les études concernant la partie ventrale de la paroi abdominale, car les muscles rectus abdominis et leurs fibres sont dans la direction longitudinale. Latéralement, les muscles ayant des orientations obliques, les orientations sont définies parallèlement ou perpendiculairement aux fibres musculaires.

### 1.4.1. Essais mécaniques sur paroi entière

A notre connaissance, seules les études de Junge *et al.* 2001, Könerding *et al.* 2011 et Podwojewski *et al.* 2013 s'intéressent au comportement global de la paroi abdominale *ex vivo*. Les études de Podwojewski *et al.* testent des parois abdominales comprenant toutes les épaisseurs de la peau au péritoneum tandis que Junge *et al.* et Könerding *et al.* testent des spécimens sans peau ni tissu adipeux sous-cutané.

Junge *et al.* étudient l'élongation de la paroi abdominale dans les directions longitudinales, transverse et obliques. Les spécimens sont positionnés sur un banc d'essai et la peau et le tissu adipeux sous-cutané sont réséqués. Ils observent une différence significative entre les hommes et les femmes pour toutes les directions dans la partie supérieure de la paroi abdominale. Les résultats sur une longueur totale de paroi tendue à 16 N montrent une plus grande distension dans la direction longitudinale (23% pour les hommes et 32% pour les femmes) que dans la direction transverse (15% pour les hommes et 17% pour les femmes). Dans l'étude de Könerding *et al.*, la paroi n'est pas excisée du sujet d'anatomie, mais la peau et le tissu adipeux sont retirés. Une incision de 6 cm le long de la linea alba est réalisée. Les déformations pendant la mise en pression de la paroi abdominale sont mesurées. A une pression de 0.2 bar, la linea alba se déforme de 16.5% dans la direction longitudinale et 5.7% dans la région supra-ombilicale dans la direction transverse. Podwojewski *et al.* 2013 ont étudié des parois abdominales porcines et les ont sollicitées en pression et par contact d'une sphère. Ils observent des cartographies de déplacement et de déformation lagrangienne de la paroi abdominale externe et interne. Puis, une incision le long de la linea alba est réalisée et ensuite réparée à l'aide d'un implant placé en intra-péritonéal. Les résultats montrent qu'une incision augmente les déformations moyennes (de 75% pour une pression de 0.07 bar) et réduit la raideur (de 25% en moyenne). La mise en place d'un implant permet de restaurer le comportement de la paroi intacte. La même méthodologie a été appliquée à des parois abdominales humaines (Podwojewski 2012) et des tendances similaires ont été rapportées. Suite

à l'incision de la linea alba, la déformation moyenne augmente de 30% à 0.07 bar et diminue ensuite de 18% après pose d'implant.

### 1.4.2. Composants musculaires de la paroi abdominale

L'étude morphologique d'Urquhart et al. 2005 décrit l'orientation des faisceaux musculaires des muscles abdominaux latéraux de sujets cadavériques (âgés de 73 à 95 ans). Les épaisseurs et longueurs moyennes de muscles en fonction de la région haute, moyenne ou basse de l'abdomen sont rapportées. Les épaisseurs dans la région haute sont plus importantes que dans la région basse. Dans la région moyenne par exemple, l'épaisseur des muscles obliquus externus, obliquus internus et transversus abdominis sont respectivement de 0.7 mm, 1.8 mm et 1.7 mm. Ces résultats sont plus faibles que ceux rapportés dans des études *in vivo* (respectivement 5.5 mm, 11.1 mm et 5.8 mm d'après Misuri et al. 1997). Les auteurs expliquent cette différence par l'atrophie musculaire due à l'âge ainsi qu'à la modification des tissus due à l'embaumement des sujets.

Les travaux de caractérisation mécanique des muscles abdominaux sont effectués principalement sur des tissus d'origine animale (lapin, chien, rat).

Le caractère anisotrope des muscles abdominaux est observé. Hwang et al. 2005 constatent pour le transversus abdominis une raideur plus faible dans la direction perpendiculaire aux fibres que dans la direction parallèle. Hernandez et al. 2011 montrent pour l'obliquus externus une raideur plus faible dans la direction longitudinale que dans la direction transverse.

Nilsson et al. 1982, Hwang et al. 2005 et Hernandez et al. 2011 s'intéressent à la caractérisation des muscles abdominaux isolés, ou associés avec leurs muscles adjacents. Ils mettent en place des essais de traction uniaxiale et biaxiale. L'anisotropie d'une couche composite de muscle est moins importante que pour les muscles pris séparément. Les auteurs l'expliquent par l'orientation à 45° qu'ont les fibres des muscles obliquus internus (OI) et transversus abdominis (TrA) et de 90° entre les obliquus internus et obliquus externus (OE).

Chez le chien, Hwang et al. 2005 calculent le ratio de compliance CR (déformation dans le sens transverse par rapport aux fibres/déformation dans le sens des fibres). Le transversus abdominis ( $CR = 0,64$ ) semble plus anisotrope que le muscle obliquus internus ( $CR = 0.45$ ). De plus, la couche composite musculaire IO+TrA ( $CR = 0.76$ ) est moins anisotrope que les muscles IO et TrA pris séparément.

Chez le lapin, aucune variation des propriétés mécaniques n'est observée entre les composites EO+IO et EO+IO+TrA tandis qu'une différence est observée entre EO et IO+TrA (Hernandez et al. 2011). Les fibres musculaires ont globalement les mêmes orientations (Figure 10) que chez le chien décrit par Hwang et al. 2005.

A une échelle différente, Brown et al. 2012 déterminent le module d'Young de fibres isolées (43 à 58 kPa en moyenne) et de faisceaux de fibres (54 à 74 kPa en moyenne) des muscles rectus abdominis, obliquus



externus, obliquus internus et transversus abdominis de rats. Ils ne trouvent pas de différence significative entre les quatre muscles abdominaux.

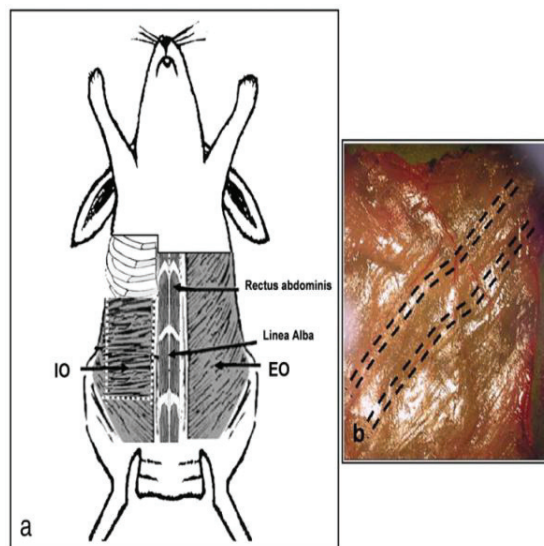


Figure 10. a: Schéma de l'arrangement des fibres musculaires de la paroi abdominale de lapins blancs de Nouvelle Zélande (EO: obliquus externus et IO: obliquus internus). b: image macroscopique de l'obliquus externus gauche. Les traits représentent la directions des fibres musculaires dans cette région. Hernandez et al. 2011

### 1.4.3. Composants membranaires de la paroi abdominale

Outre les études histologiques basées sur la microscopie, les propriétés mécaniques des composants membranaires sont caractérisées. Les résultats proviennent majoritairement d'essais de traction uniaxiale, puis d'essais de résistance à l'éclatement et d'indentation.

#### 1.4.3.1. La linea alba

Askar *et al.* 1977 étudient la structure à l'échelle macroscopique. Ils considèrent que la linea alba est une zone de décussation (entrecroisement de structures en X). Ce modèle est précisé par les observations microscopiques d'Axer *et al.* (2001 a et b) (Figure 11) et de Korenkov *et al.* 2001. Ces derniers décrivent trois zones d'orientation de fibres dans l'épaisseur de la linea alba. La couche supérieure contient majoritairement un enchevêtrement de fibrilles obliques, la couche médiane de fibres transverses et la couche profonde, plus fine et plus irrégulière, de fibres obliques. Les observations ont par ailleurs permis de montrer une variation régionale. En effet, le diamètre moyen des faisceaux de fibrilles et l'épaisseur de la linea alba dans la région supra-ombilicale sont plus petits que dans la région infra-ombilicale (Axer *et al.* 2001a). La largeur de la linea alba est d'environ 15 mm dans la partie supra-ombilicale, 20 mm au niveau ombilical et 5 mm dans la partie sous-ombilicale. Son épaisseur est d'environ 1000  $\mu\text{m}$  dans la partie supra-ombilicale et 2000  $\mu\text{m}$  dans la partie infra-ombilicale (Axer *et al.* 2001a).



D'autre part, la linea alba est caractérisée par des essais mécaniques. Dans la littérature, nous retrouvons majoritairement l'essai de traction uniaxiale (Rath *et al.* 1996, Grässel *et al.* 2005, Korenkov *et al.* 2001, Hollinsky et Sandberg 2007, Förstemann *et al.* 2011) tels qu'illustrés Figure 12, ainsi que des essais de résistance à la pression (Rath *et al.* 1996). Les résultats sont synthétisés dans le Tableau 1. La contrainte à rupture ( $\sigma_{rupt}$ ) varie de 3.63 MPa à 10.0 MPa. Des expérimentations non publiées ont été menées au LBMC sur la linea alba avec la même méthodologie que dans l'étude de Ben Abdelounis *et al.* 2013. Les modules d'Young varient de 7.2 à 19.0 MPa.

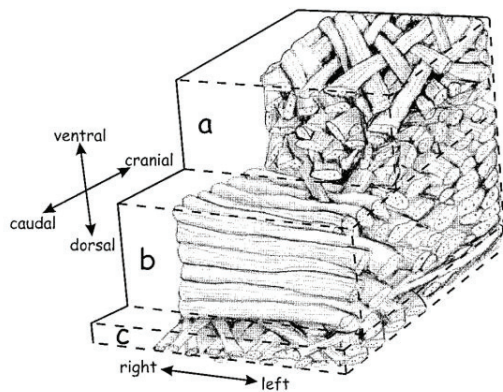


FIG. 13. Model of the architecture of fiber orientation in the linea alba. Three different zones can be distinguished: (a) lamina fibrae obliquae, (b) lamina fibrae transversae, (c) lamina fibrae irregularium.

Figure 11. Description de l'orientation des fibres de collagène dans la linea alba (Axer *et al.* 2001)

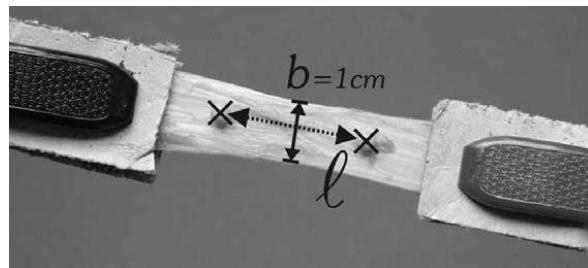


Figure 12. Fixation d'un échantillon de linea alba, Grässel *et al.* 2005

Tableau 1. Synthèse des résultats des expérimentations sur la linea alba

Source	Sujets			Echantillons				Essai		Résultats		
	Nombre	Sexe	Age moyen (ans)	nombre	taille	localisation	direction par rapport à l'axe cranio-caudal	type	vitesse	Moyenne (Ecart-type) [étendue de mesure]	Contrainte à rupture (MPa)	Module d'Young (MPa)
Rath et al. 1996						supra-ombilical		traction			3.6	
						infra-ombilical					4.4	
						supra-ombilical		pression			0.6	
						infra-ombilical					0.6	
Korenkov et al. 2001	47		>75		50x20 mm²			traction		117.7 [29.4-240.3]		
Hollinsky et Sandberg 2007	39 sains	36F, 30H	77 [17-94]	39	20x30 mm²	épigastrique = partie sup de l'abdomen	transverse				10.0 (3.4) H=9.6 (3.1) F=8.3 (2.4)	
				39			longitudinal				4.5 (2.0) 8.4 (3.1)	
				39		hypogastrique = partie inf de l'abdomen	transverse	traction	10mm/min		H=8.1 (2.1) F=6.6 (2.4)	
				27			longitudinal				4.1 (2.5)	
	27 laparotomisés			27		épigastrique = partie sup de l'abdomen	transverse				6.9 (2.5)	
				22			longitudinal				6.1 (2.3)	
				25			transverse				3.3 (1.6)	
				20			longitudinal				3.3 (1.7)	
Etude LBMC non publiée	3	2F, 1H	78 [74-85]	7	5x20 mm²				10mm/min		7.2 (6.0)	
									1m/s	24.1 (17.6) [8.6-56.0]	2.3 (1.6)	19.0 (14.2)

#### **1.4.3.2. La gaine des rectus abdominis**

Les échantillons étudiés sont prélevés sur différentes régions de la gaine. On distingue la gaine antérieure et la gaine postérieure. Les délimitations anatomiques comme la ligne arquée ou encore l'ombilic permettent de définir les régions.

L'architecture microscopique est décrite par Axer *et al.* 2001 b. Ils observent la gaine des grands droits au microscope laser confocal. L'épaisseur mesurée des gaines antérieure et postérieure est d'environ 400  $\mu\text{m}$ . Ils montrent que la gaine antérieure est essentiellement constituée de faisceaux de fibrilles de collagène obliques s'entremêlant tandis que la gaine postérieure est composée de faisceaux de fibrilles transverses par rapport à l'axe cranio-caudal.

De la même manière que pour la linea alba, l'essai de traction (Figure 13 et Figure 14) est le plus fréquemment utilisé pour caractériser la gaine des grands droits (Rath *et al.* 1997, Amorim *et al.* 2007, Hollinsky et Sandberg 2007, Martins *et al.* 2012, Ben Abdelounis *et al.* 2013). Selon les études, les résultats de contrainte à rupture varient de 2 à 13 MPa et les modules d'Young de 5.6 à 30.3 MPa.

Les résistances à la rupture des gaines antérieures et postérieures sont données dans le Tableau 2.

Tableau 2. Synthèse des résultats des expérimentations sur la gaine des rectus abdominis

Source	Sujets		Echantillons			Essai		Résultats		
	nombre	Sexe	Age	nombre	taille	localisation	direction par rapport à l'axe craniocaudal	type	vitesse	Moyenne (Ecart-type) [étendue de mesure]
Rath et al. 1997	31	16F, 14H	83 [62-95]	10	50x50 mm <sup>2</sup>	gaine antérieure au-dessus de la ligne arquée				
						gaine antérieure en-dessous de la ligne arquée				
						gaine postérieure au-dessus de l'ombilic		essai de résistance à l'éclatement		
						gaine postérieure en-dessous de l'ombilic mais au-dessus de la ligne arquée				
Hollinsky et Sandberg 2007	39 sains	-	-	10	30x10 mm <sup>2</sup>	gaine antérieure au-dessus de la ligne arquée				
						gaine antérieure en-dessous de la ligne arquée				
						gaine postérieure au-dessus de l'ombilic		traction		
						gaine postérieure en-dessous de l'ombilic mais au-dessus de la ligne arquée				
Martins et al. 2012	12	12 F	47 [18-65]	6	ratio long/larg =0.25	gaine ant. épigastrique = partie sup de l'abdomen	transverse			
						gaine post. épigastrique	longitudinal			
						gaine ant. hypogastrique = partie inf de l'abdomen	transverse			
						gaine post. hypogastrique	longitudinal			
Ben Abdelounis et al. 2013	3	2F, 1H	78 [74-85]	17	5x20mm <sup>2</sup>	gaine antérieure	longitudinal	traction	5mm/min	
							transverse			
						gaine antérieure	longitudinal	traction	10mm/min	
									1m/s	
Hollinsky et Sandberg 2007	39 sains	-	-	10	30x10 mm <sup>2</sup>	gaine antérieure au-dessus de la ligne arquée				
						gaine antérieure en-dessous de la ligne arquée				
						gaine postérieure au-dessus de l'ombilic				
						gaine postérieure en-dessous de l'ombilic mais au-dessus de la ligne arquée				
Rath et al. 1997	31	16F, 14H	83 [62-95]	10	50x50 mm <sup>2</sup>	gaine antérieure au-dessus de la ligne arquée				
						gaine antérieure en-dessous de la ligne arquée				
						gaine postérieure au-dessus de l'ombilic				
						gaine postérieure en-dessous de l'ombilic mais au-dessus de la ligne arquée				
Martins et al. 2012	12	12 F	47 [18-65]	6	ratio long/larg =0.25	gaine ant. épigastrique = partie sup de l'abdomen	transverse			
						gaine post. épigastrique	longitudinal			
						gaine ant. hypogastrique = partie inf de l'abdomen	transverse			
						gaine post. hypogastrique	longitudinal			
Ben Abdelounis et al. 2013	3	2F, 1H	78 [74-85]	17	5x20mm <sup>2</sup>	gaine antérieure	longitudinal	traction	5mm/min	
							transverse			
						gaine antérieure	longitudinal	traction	10mm/min	
									1m/s	

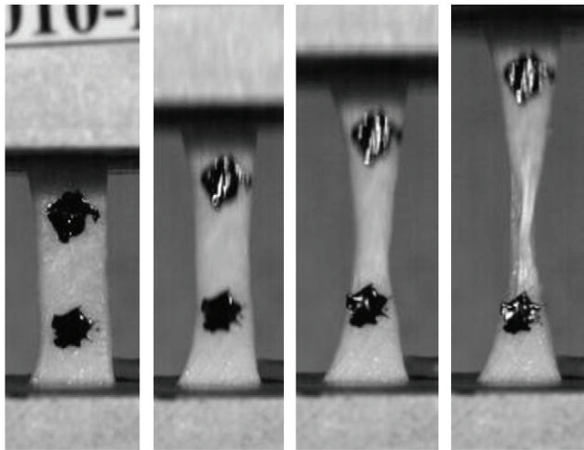


Figure 13. Echantillon de gaine de rectus abdominis en traction. De gauche à droite correspondant à avant et après la rupture. Ben Abdelounis *et al.* 2013

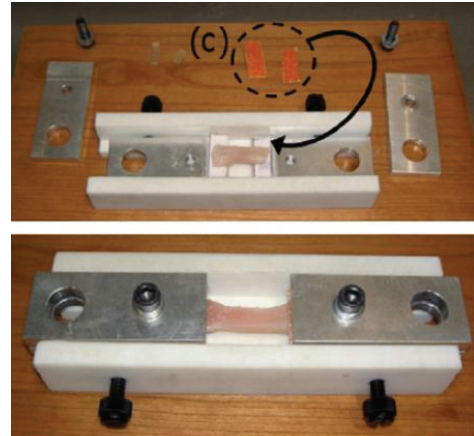


Figure 14. Montage de l'échantillon de gaine de rectus abdominis dans les mors, c: papier de verre et velcro, Martins *et al.* 2012

#### 1.4.3.3. Le fascia transversalis

A partir des courbes expérimentales contrainte/déformation, la contrainte à rupture moyenne (0.8 à 5.8 MPa), et les modules d'Young moyens (2 à 10 MPa) sont calculés. Les résultats de Kirilova *et al.* (2009, 2011) sont plus faibles que ceux rapportés par Wolloscheck *et al.* 2004 et Minns et Tinckler 1976, mais du même ordre que ceux de Kureshi *et al.* 2008 (Tableau 3).

Tableau 3. Synthèse des résultats des études sur le fascia transversalis

Source	Sujets				Echantillons			Essai		Résultats		
	Nombre	Sexe	Age	nombre	taille	localisation	direction	type	vitesse	Moyenne Effort à rupture (N)	Ecart-type à rupture (MPa)	Module d'Young (MPa)
Minns et Tinkler 1976	14 patients 10 patients 10 sains				2x20mm	fémorale inguinale inguinale	parallèle aux fibres	traction	0.03 mm/s		2.6	
											3.1	
	16				60µm x 0.3m m <sup>2</sup>		perpendiculaire aux fibres	traction	3mm/s	1.7 (1.9)	5.8	
Wolloscheck et al. 2004	8				40mm de diamètre, indenteur de 10mm de diamètre			sollicitation par contact sphérique	3mm/s	10.7 (8.3)		
				6		inguinale	parallèle aux fibres					5.1
Hadjilov et al. 2007					10x40 à 10x65 mm <sup>2</sup>	inguinale	perpendiculaire aux fibres	relaxation uniaxiale	1.26 mm/s			9.3
				8		ombilicale	parallèle aux fibres					2.0
Kureshi et al. 2008	20 patients 4 sains	1F, 19H			2x5mm <sup>2</sup>			traction	200mN/min	0.9 [0.1-6.2] 0.8 [0.1-4.4]		1.9 (0.1-27.3) 1.5 (0.4-10.8)
							parallèle aux fibres			2.0 (1.5)		ε à 5% : 8.4 (5.5) ε à 10% : 9.4 (6.7)
			68.5 (13.5)			inguinale	perpendiculaire aux fibres			0.6 (0.4)		ε à 5% : 2.8 (2.2) ε à 10% : 3.3 (1.7)
Kirilova et al. 2011	14	9F, 5H			10x70mm <sup>2</sup>		parallèle aux fibres	traction	0.13mm/s	1.6 (0.5)		ε à 5% : 8.3 (5.3) ε à 10% : 10.4 (4.8)
			77 (7)			ombilicale	perpendiculaire aux fibres			0.9 (0.3)		ε à 5% : 2.5 (0.6) ε à 10% : 3.3 (2.1)

#### 1.4.3.4. Comparaison entre les structures membranaires dans des études appariées

Les gaines des rectus abdominis et le fascia transversalis ont été comparées par Pans *et al.* 1997. Leurs mesures lors de la création d'une dépression (aspiration) à l'aide d'un cutomètre, montrent une déformation maximale identique pour les deux tissus.

D'après les études de Rath *et al.* 1996 et Rath *et al.* 1997 sur la linea alba et la gaine des rectus abdominis, il n'y a pas de différence significative pour la résistance à la traction entre la gaine antérieure et la linea alba. De même, la résistance à la pression au niveau supra-ombilical est similaire pour la linea alba et la gaine antérieure. Cependant, la linea alba est moins résistante en pression dans la région infra-ombilicale (0.6 MPa) que la gaine antérieure (0.4 MPa) ( $p < 0.05$ ).

Hollinsky et Sandberg 2007 observent une résistance de la gaine antérieure de 1.4 à 1.8 fois supérieure à celle de la gaine postérieure.

Wolloscheck *et al.* 2004 comparent différentes membranes de la paroi abdominale (Tableau 4). Leurs essais de sollicitation par contact (Figure 15) montrent que c'est l'aponévrose de l'obliquus externus qui est la plus résistante à la pression, puis vient l'aponévrose de l'obliquus internus, et ensuite la couche péritonéale et enfin le fascia transversalis. Ces résultats sont expliqués par leur étude histologique montrant que les aponévroses des OE et OI ont des faisceaux de fibres de collagène plus épaisses que dans le fascia transversalis et la couche péritonéale. La différence entre la couche péritonéale ( $\sigma_{rupt} = 9.32$  MPa) et le fascia transversalis ( $\sigma_{rupt} = 5.8$  MPa) est statistiquement significative à la fois dans l'étude histologique et pour le test mécanique.

Tableau 4. Synthèse des résultats de Wolloscheck *et al.* 2004

Membrane	Sujets	Echantillons	Essai		Résultats	
	Nombre	taille	type	vitesse	Effort à rupture (N)	Contrainte à rupture (Mpa)
aponévrose obliquus externus	16 sujets	472 $\mu$ m x 2,36mm <sup>2</sup>	traction	3mm/s	6.0 (4.5)	2.6
aponévrose obliquus internus		399 $\mu$ m x 1,99mm <sup>2</sup>			3.0 (3.0)	1.5
fascia transversalis		60 $\mu$ m x 0,3mm <sup>2</sup>			1.7 (1.9)	5.8
couche péritonéale		161 $\mu$ m x 0,81mm <sup>2</sup>			7.5 (11.5)	9.3
aponévrose obliquus externus	8 sujets	40mm de diamètre, indenteur de 10mm de diamètre	sollicitation par contact sphérique	3mm/s	96.3 (35.3)	
aponévrose obliquus internus					51.7 (24.7)	
fascia transversalis					10.7 (8.3)	
couche péritonéale					43.6 (21.5)	

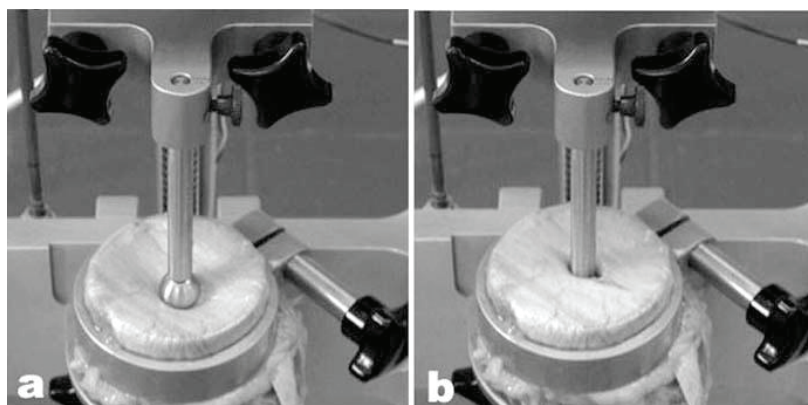


Figure 15. Essai de sollicitation par contact, a : sphère pénétrant le tissu, b : rupture du tissu (Wolloscheck *et al.* 2004)

#### 1.4.3.5. Anisotropie et variations inter-individuelles

Les différents auteurs s'accordent sur l'anisotropie des structures membranaires et rapportent des rigidités plus importantes dans la direction parallèle aux fibres que dans la direction perpendiculaire aux fibres (Tableau 5).

Grässel *et al.* 2005 montrent que la compliance des échantillons de linea alba prélevés longitudinalement est plus grande que celle des échantillons prélevés selon une direction oblique qui est elle-même plus grande que celle des échantillons prélevés transversalement. En fonction du genre et de la région (supra-ombilicale ou infra-ombilicale), la compliance des échantillons prélevés longitudinalement est de 25% à 48% plus grande que celle des échantillons obliques et 32% à 65% plus grande que les échantillons transverses. Hollinsky et Sandberg 2007 constatent que la contrainte à rupture de la linea alba dans la direction longitudinale est 50% plus faible que dans la direction transverse. Ils l'expliquent par l'orientation majoritairement transverse des fibres. Förstemann *et al.* 2011 confirment le comportement anisotrope de la linea alba. La direction privilégiée des fibres de collagène et la faible compliance sont corrélées (Grässel *et al.* 2005). Le diamètre et la densité des fibres sont également corrélés à la force à rupture (Korenkov *et al.* 2001).

Concernant la gaine des rectus, Hollinsky et Sandberg 2007 et Martins *et al.* 2012 observent une contrainte à rupture et un module d'Young plus important dans la direction parallèle que dans la direction perpendiculaire aux fibres.

L'anisotropie du fascia transversalis a été montrée pour la contrainte à rupture et le module d'Young (Figure 16 et Figure 17). Ces propriétés sont plus élevées dans la direction parallèle aux fibres. Toutefois la déformation n'est pas significativement différente dans les deux directions (Kirilova *et al.* 2011, Kureshi *et al.* 2008). Enfin, le degré d'anisotropie ne semble pas varier en fonction de l'état sain ou pathologique du tissu.



Tableau 5. Synthèse des facteurs d'anisotropie des structures membranaires

	direction des fibres par rapport à l'axe cranio-caudal	observations	interprétation par rapport à la direction des fibres	ratio (paramètre // : paramètre $\perp$ )	ratio (paramètre $\perp$ : paramètre //)	auteurs
linea alba	majoritairement transverse et oblique s'entremêlant	moins rigide dans la direction longitudinale que transverse	Raideur // fibres > Raideur oblique > raideur $\perp$	1.7 (hommes) 2.4 (femmes)	0.6 (hommes) 0.4 (femmes)	Grassel <i>et al.</i> 2005
gaine antérieure des rectus abdominis	oblique s'entremêlant	plus résistant pour échantillons transverse que longitudinaux	$\sigma_{rupt} // > \sigma_{rupt} \perp$	2.1	0.5	Hollinsky et Sandberg 2007
gaine postérieure des rectus abdominis	transverse	E, $\sigma_{rupt}$ transverse plus grand que longitudinal	$E // > E \perp$ $\sigma_{rupt} // > \sigma_{rupt} \perp$	3.0 2.4	0.3 0.4	Martins <i>et al.</i> 2012 Hollinsky et Sandberg 2007
fascia transversalis	majoritairement transverse	plus résistant pour échantillons transverse que longitudinaux	$\sigma_{rupt} // > \sigma_{rupt} \perp$	2.7	0.4	Hollinsky et Sandberg 2007
		E, $\sigma_{rupt}$ transverse plus grand que longitudinal	$E // > E \perp$ $\sigma_{rupt} // > \sigma_{rupt} \perp$	3.3 2	0.3 0.5	Kirilova <i>et al.</i> 2011 Kureshi <i>et al.</i> 2008

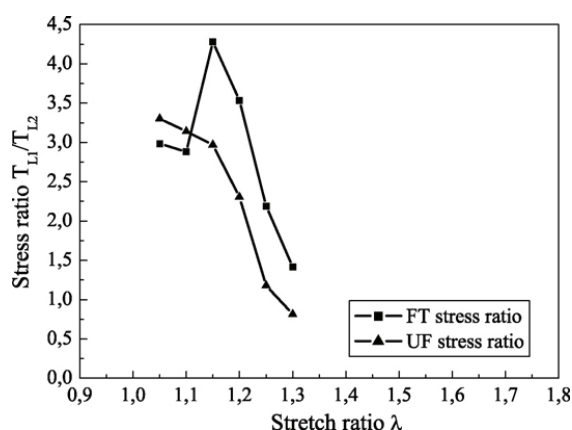


Figure 16. Anisotropie du fascia transversalis, Kureschi *et al.* (2008)

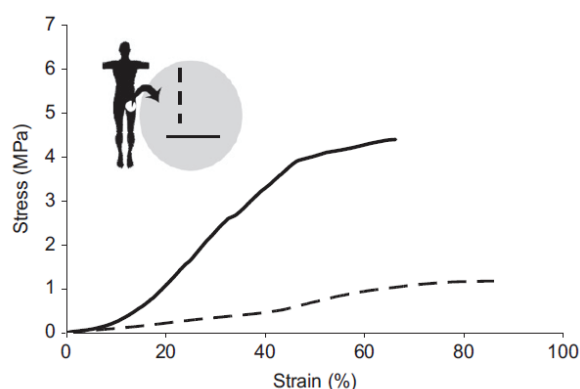


Figure 17. Degré d'anisotropie du fascia transversalis, Kirilova *et al.* (2011)

Les différentes études ne montrent pas de variabilité régionale des propriétés mécaniques pour la linea alba (Amorim *et al.* 2007), la gaine des rectus (Rath *et al.* 1997) et le fascia transversalis (Minns et Tinckler 1976, Kureschi *et al.* 2008, Kirilova *et al.* 2011).

L'influence de l'âge ne paraît pas significative (Hollinsky et Sandberg 2007, Rath *et al.* 1997).

La comparaison des données en fonction du genre est controversée. En effet Hollinsky et Sandberg 2007 et Rath *et al.* 1996 ne trouvent pas de différence significative entre les hommes et les femmes pour la linea alba, ni pour la gaine des grands droits (Rath *et al.* 1997). Grässel *et al.* 2005 trouvent que la compliance chez la femme est légèrement plus faible que chez l'homme pour les échantillons prélevés dans la direction transverse (0.50 contre 0.67 cm/N en supra-ombilical et 0.55 contre 0.73 cm/N en infra-ombilical), ce qui confirme les différences observées dans l'architecture fibreuse par Axer *et al.* (2001 a,b).

Enfin, une différence respectivement de 30% et de 20% entre les tissus sains et les tissus pathologiques est montrée par Hollinsky et Sandberg 2007 et Minns et Tinckler 1976, mais elle n'est pas significative dans les études de Pans *et al.* 1997, Kureshi *et al.* 2008.

#### 1.4.3.6. Loi de comportement

Parmi les auteurs précédemment cités, seuls Grässel *et al.* font l'hypothèse d'un comportement élastique linéaire. On distingue ensuite les auteurs ne formulant aucune hypothèse sur la loi de comportement Amorim *et al.* 2007, Korenkov *et al.* 2001, Pans *et al.* 1997, Rath *et al.* 1997, Wolloscheck *et al.* 2004. Quelques auteurs considèrent un comportement visco-élastique (Hadjikov *et al.* 2007, Hollinsky et Sandberg 2007, Kureshi *et al.* 2008, Minns et Tinckler 1976, Kirilova *et al.* 2009). Kirilova *et al.* 2009 et Minns et Tinckler font des essais de relaxation de fascia transversalis au niveau ombilical et inguinal sur des éprouvettes prélevées dans deux directions orthogonales. Ils montrent ainsi

l'anisotropie de la viscoélasticité, mais ne calculent pas les paramètres associés. Les courbes de comportement (Figure 18 et Figure 19) montrent que les propriétés sont stabilisées à partir de 100 à 200 secondes. Lors d'expérimentations *ex vivo*, ce temps de stabilisation doit donc être pris en compte.

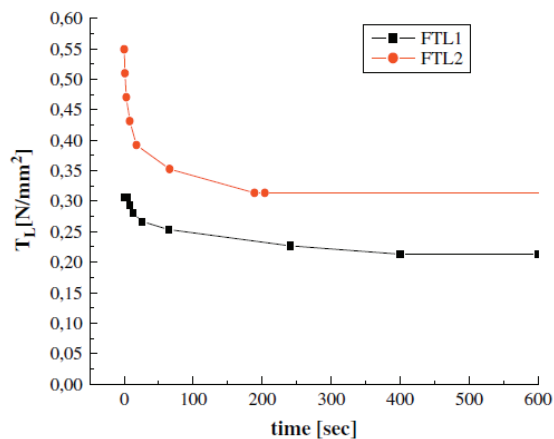


Figure 18. Courbes de relaxation moyenne du fascia transversalis inguinal dans la direction longitudinale (L1) et transversale (L2), Kirilova *et al.* 2009

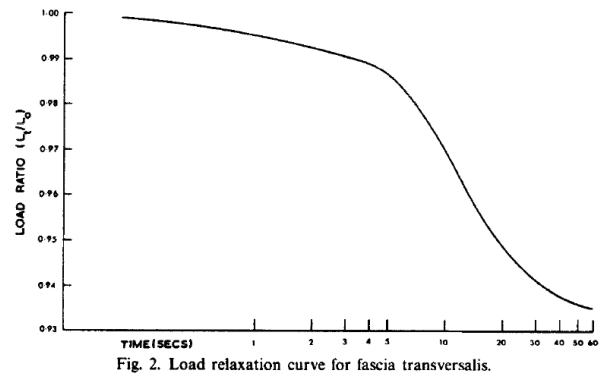


Figure 19. Courbe de relaxation du fascia transversalis, Minns et Tinckler 1976

#### 1.4.4. Conclusion intermédiaire

Cet état de l'art a permis d'une part de recueillir des données sur la paroi abdominale et de ses composants. Grâce aux études de Junge *et al.* 2001, Könerding *et al.* 2011, et Podwojewski 2012, le comportement de la paroi globale est étudié *ex vivo*. D'autre part de nombreuses études sur tous les composants membranaires de la paroi abdominale rapportent des données matériaux. Une grande variabilité est constatée comme illustré Tableau 6. L'anisotropie est également constatée pour tous les tissus. Pour les membranes, les propriétés sont plus élevées dans la direction parallèle aux fibres de collagène que dans la direction perpendiculaire.

Face à cette variabilité, on peut s'interroger sur la possible utilisation de propriétés obtenues sur échantillons dans des modèles *in vivo* afin de prédire la réponse globale d'une paroi spécifique. Il apparait ainsi une possible nécessité d'estimer ces propriétés *in situ* (spécifique au sujet) ou au moins de valider les choix de propriétés à l'intérieur des larges gammes observées grâce à des observations plus globales.

Tableau 6. Synthèse des propriétés des composants membranaires

Structure membranaire	Contrainte à rupture (MPa)	Module d'Young (MPa)
Linea alba	[0.6 - 10.0]	[7.2 - 19.0]
Gaine des rectus abdominis	[1.9 - 12.8]	[5.6 - 30.3]
Fascia transversalis	[0.1 - 6.2]	[1.5 - 10.4]
Aponévrose de l'obliquus externus	2.6	-
Aponévrose de l'obliquus internus	1.5	-
Couche péritonéale	9.3	-

Si les propriétés sur les composants membranaires sont nombreuses, peu d'études s'intéressent aux muscles abdominaux. De plus, la réponse mécanique des composants isolés peut être difficile à transposer à la structure multicouche de la paroi. Des différences de déformation initiale des composants ou des différences de configuration de sollicitation par rapport à la paroi *in situ* peuvent en effet rendre cette transposition difficile.

De ce fait, il semblerait intéressant de développer une approche allant du global aux composants. Une étude sur la contribution des composants permettrait de faire le lien entre réponse globale et études matériaux. Une attention particulière portée sur la caractérisation des muscles passifs permettrait également de pallier au manque de données dans la littérature.

L'étude *ex vivo* de la paroi abdominale est importante, car elle facilite son observation et son instrumentation. Cette structure possède un rôle mécanique passif de protection des viscères dans la cavité abdominale. Toutefois, le rôle des muscles et leur activation prend également une place importante dans d'autres fonctions de la paroi abdominale comme la respiration, la régulation de la pression intra-abdominale, lors d'efforts comme la toux, la défécation ou encore les mouvements du tronc. La partie suivante de cet état de l'art s'attachera à présenter les différentes études menées *in vivo* sur la paroi abdominale.

## 1.5. Caractérisation *in vivo* de la paroi abdominale

Parmi toutes les études *in vivo* ayant comme sujet d'étude la paroi abdominale, la grande majorité d'entre elles s'intéressent aux muscles abdominaux à cause de leur implication dans le maintien du tronc et de leur rôle important dans les douleurs du bas du dos. Quelques études s'intéressent également aux parois abdominales de femmes enceintes ou à la stabilité du tronc des personnes âgées.

### 1.5.1. Activation des muscles de la paroi abdominale

Ce sont principalement les muscles latéraux (externus obliquus, internus obliquus et transversus abdominis) qui sont étudiés. L'utilisation d'électromyographie (EMG) surfacique ou intramusculaire permet de quantifier l'activité des muscles abdominaux. Bjerkefors *et al.* 2010 montrent qu'il est possible d'activer graduellement et de manière sélective le transversus abdominis en réalisant, dans des postures asymétriques, des exercices où les sujets rentrent le ventre sans bouger le dos ni le pelvis (Figure 20). Différentes études cherchent à comprendre par quels exercices chaque muscle est recruté (Vera-Garcia *et al.* 2007 (Figure 21), Urquhart *et al.* 2005, Crommert *et al.* 2011). Urquhart *et al.* 2005 par exemple (Figure 22), montrent que le transversus abdominis est préférentiellement recruté pendant les exercices où les sujets rentrent leur ventre sans bouger le dos ni le pelvis. L'internus obliquus est recruté lors des exercices de basculement du pelvis vers l'arrière et l'obliquus externus pendant les exercices de gonflement de l'abdomen, sans bouger ni le dos ni le pelvis.

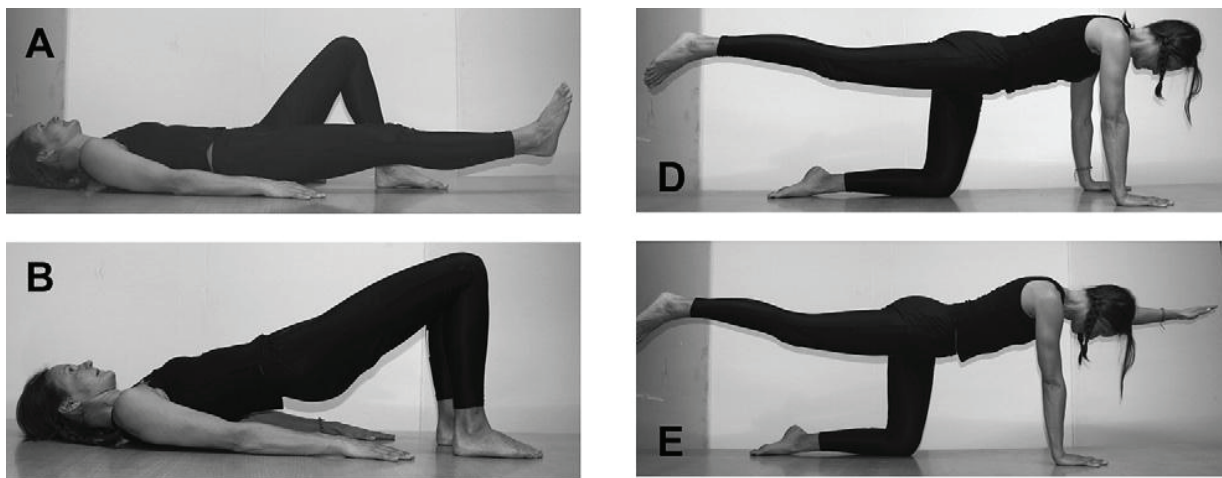


Figure 20. Exemple de postures dans l'expérimentation de Bjerkefors *et al.* 2010

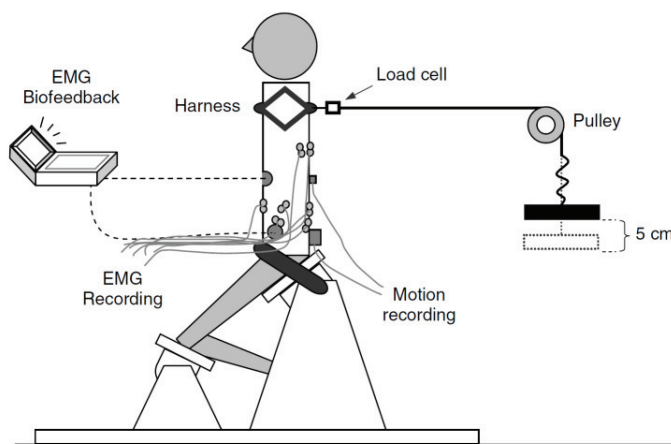


Figure 21. Installation expérimentale de Vera-Garcia *et al.* 2007

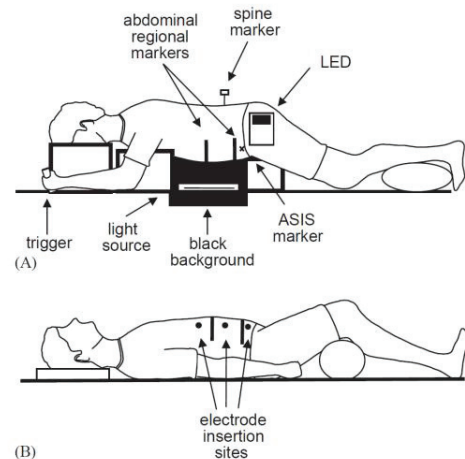


Figure 22. Installation expérimentale de Urquhart *et al.* 2005

L'observation des épaisseurs et des changements d'épaisseurs des muscles par échographie est une technique largement répandue pour identifier l'activation musculaire (Figure 23). Une augmentation de l'épaisseur de muscle est considérée synonyme d'activation musculaire (Ferreira *et al.* 2004, Mc Cook *et al.* 2009, Mc Meeken *et al.* 2004). Il est également montré que l'échographie est un outil acceptable pour détecter le début de l'activité musculaire comparé aux EMG intra-musculaires (Vasseljen *et al.* 2009). De nombreuses études s'intéressent à l'épaisseur des muscles en fonctions de différents exercices, postures et phases de la respiration (Misuri *et al.* 1997, Ainscough-Pott *et al.* 2006, Kaneko *et al.* 2006, Norateh *et al.* 2007, Mew 2009, Vasseljen *et al.* 2010, Arab *et al.* 2011, Larivière *et al.* 2012, Mc Gaillard *et al.* 2010, Ishida *et al.* 2013). L'effet de l'âge, du sexe, et de la condition physique sont étudiés (incontinence dans Arab *et al.* 2011, douleurs chroniques du bas du dos, post-partum dans Coldron *et al.* 2008). Critchley *et al.* 2002 trouvent des augmentations d'épaisseurs du transversus abdominis plus faibles chez des patients ayant des douleurs chroniques du bas du dos que pour la population de référence. Ils ne trouvent pas de différence d'épaisseur ni de changement d'épaisseurs de l'obliquus externus et de l'obliquus internus en fonction du sexe, du poids, de la taille. Cependant Manshadi *et al.* 2011, Rho *et al.* 2012 observent des épaisseurs de muscles plus importantes chez l'homme que chez la femme. Kanehisa *et al.* 2004, Ota *et al.* 2012 montrent que tous les muscles abdominaux sont plus épais chez des sujets jeunes que des sujets âgés, excepté pour le transversus abdominis.

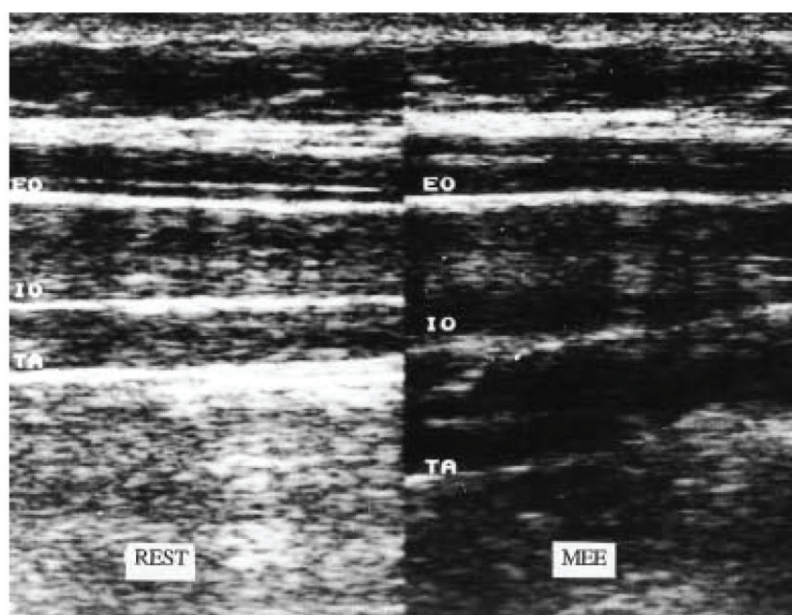


Figure 23. Comparaison d'échographie au repos et contracté (EO : obliquus externus, IO : obliquus internus, TA : transversus abdominis, MEE : Maximal expiratory effort), Misuri *et al.* 1997

Des études de répétabilité (Larivière *et al.* 2013), reproductibilité et de fiabilité (Mc Pherson *et al.* 2012) des mesures échographiques sur les muscles abdominaux confirment l'intérêt de cette technique. Ils proposent également des dispositifs d'amélioration des mesures pour contrôler la position, l'angle et la pression appliquée sur la sonde (Figure 24).



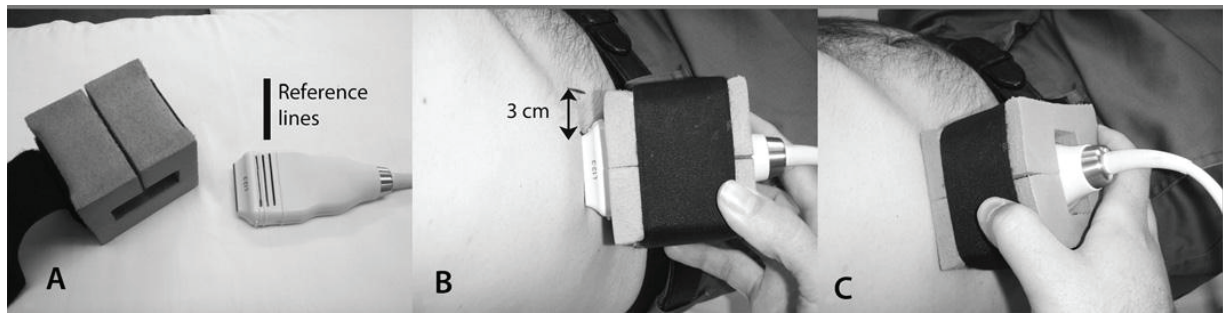


Figure 24. Méthode de contrôle de position, d'angle et de pression appliquée sur la sonde, Larivière *et al.* 2013

Cependant quelques études montrent que le lien entre activité musculaire et épaisseur de muscles n'est pas toujours évident. John et Beith 2007, Coghlan *et al.* 2008 observent par exemple une diminution d'épaisseur de l'obliques externes lors de son activation. Brown et Mc Gill 2010 ne trouvent pas de corrélation entre les mesures d'activité musculaire par EMG de surface et les épaisseurs de muscle lors d'exercices de « abdominal hollowing<sup>4</sup> » et « bracing<sup>5</sup> ». Ils attribuent ce fait à la structure laminée de la paroi abdominale où les forces se transmettent entre les différentes couches de muscle qui sont orientées différemment.

### 1.5.2. Déformation et élasticité de la paroi abdominale

Quelques études s'intéressent à la déformation de la paroi abdominale externe *in vivo*. La mobilité de la paroi a été évaluée par stéréographie dans l'étude de Klinge *et al.* 1998 entre une configuration ventre sorti et ventre rentré de sujets allongés sur le dos. Ils mesurent la déflection (5.3 cm en moyenne) et observent une différence significative du rayon de courbure sagittal (en moyenne 111 cm pour le ventre rentré et 41 cm pour le ventre sorti). Song *et al.* 2006a et Song *et al.* 2006 b utilisent un système d'analyse du mouvement infra-rouge lors de la mise en pression de la paroi abdominale avec du dioxyde de carbone en coelioscopie (Figure 25). Leur étude caractérise le comportement passif de la paroi abdominale, car les sujets sont sous anesthésie générale. Les muscles sont alors curarisés et donc inactifs. Ils mesurent les rayons de courbures de l'abdomen dans les directions sagittale et transverse. Connaissant l'épaisseur de la paroi par mesures échographiques et la pression appliquée lors de l'insufflation de gaz, ils estiment ensuite un module d'Young global équivalent grâce aux formules de Laplace. Ils rapportent des valeurs de module d'Young global de 27.7 kPa pour les hommes et 21.0 kPa pour les femmes. Ils confirment l'anisotropie de la paroi et obtiennent un module d'Young transverse de 42.5 kPa et sagittal de 22.5 kPa. L'étude de Szymczak *et al.* 2012 examine des volontaires actifs lors d'exercices d'étirement longitudinal, de flexion latérale et de torsion de l'abdomen (Figure 26). En suivant le déplacement de points sur la peau de la paroi abdominale à l'aide de deux caméras, ils montrent que les zones subissant le plus de déformation (en moyenne plus de 25%) sont la région supra-ombilicale sur la ligne médiane et dans les zones sous-ombilicales latérales dans les directions semi-verticales. Les plus petites déformations (moins de 7%) apparaissent le long d'une ligne horizontale en

<sup>4</sup> Abdominal hollowing : rentrer le ventre doucement en relevant le pelvis

<sup>5</sup> Abdominal bracing : contraction des muscles abdominaux sans bouger le dos ni le pelvis (gainage)

bas de l'abdomen. Ils remarquent toutefois de grandes variations entre les sujets et les zones de déformations maximales ou minimales.

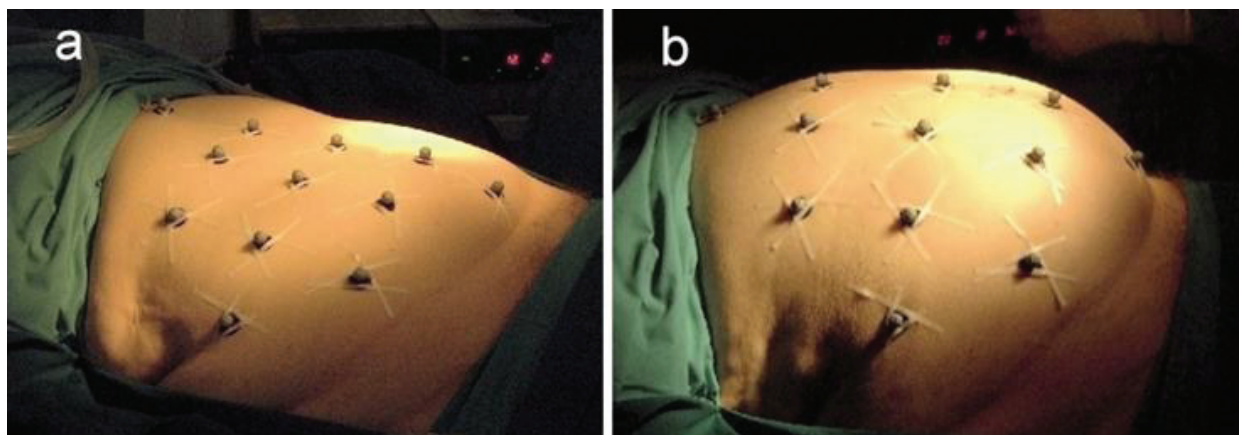


Figure 25. Suivi de la déformation de la paroi abdominale pendant une laparoscopie. a: abdomen plat avant insufflation de  $\text{CO}_2$ , b: abdomen insufflé de  $\text{CO}_2$ , Song et al. 2006

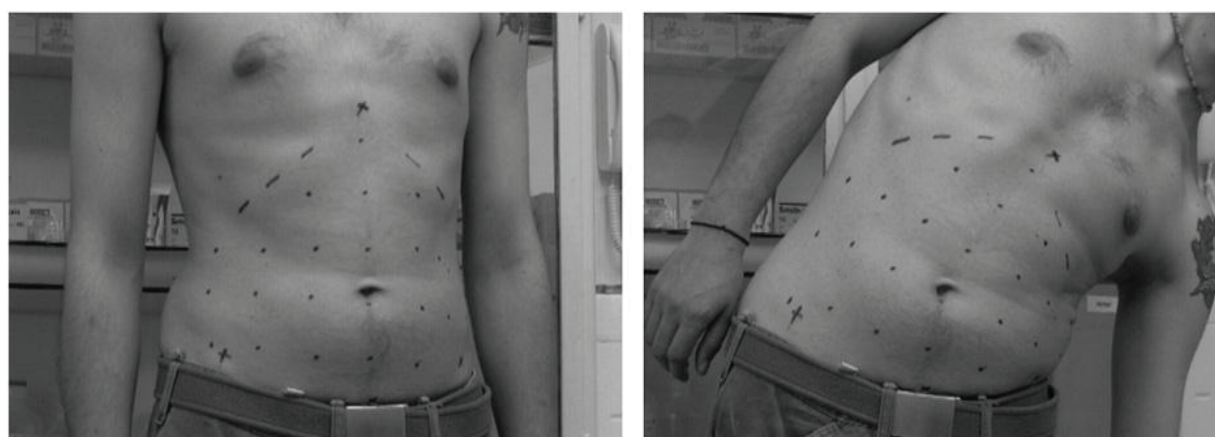


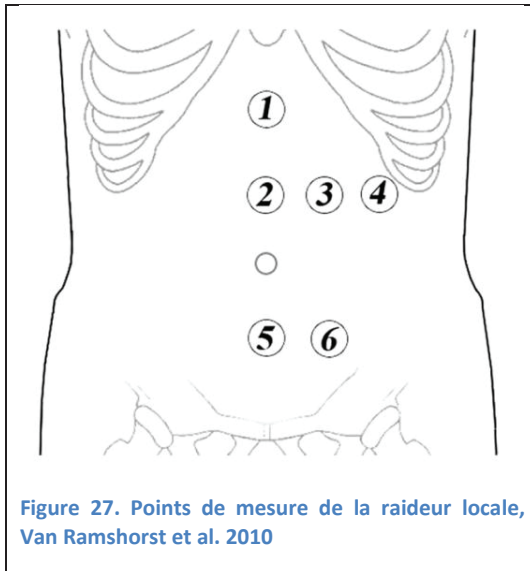
Figure 26. Suivi de la déformation de la paroi abdominale. A gauche: position initiale, à droite: déformation après flexion latérale du tronc, Szymczak et al. 2012

### 1.5.3. Mesures de raideur locale

L'étude de Van Ramshorst *et al.* 2011 rapporte des mesures de la raideur de la paroi abdominale en différentes localisations (Figure 27) à l'aide d'un dispositif d'indentation (Figure 28). Des raideurs plus importantes (31%) sont trouvées chez les hommes que chez les femmes, et une grande variabilité inter-individuelle est observée. Ils montrent une corrélation entre la raideur et le niveau de pression intra-abdominale résultant des exercices. La raideur lors de la manœuvre de Valsalva est plus importante



qu'en fin d'inspiration. Cette dernière est elle-même plus importante qu'en fin d'expiration. La posture influe également, et la raideur debout (1.36 N/mm) est plus importante qu'en position allongée (1.18 N/mm), elle-même plus grande qu'en position assise (1.06 N/mm).



Des mesures de raideurs locales de la paroi abdominale *in vivo* ont également été mises en œuvre dans la thèse de Florence Podwojewski (soutenue le 11 décembre 2012). Elles ont été évaluées à l'aide de mesures d'effort et de mesures de déplacement par stéréovision. Les résultats montrent que la raideur locale augmente avec la contraction musculaire. Au repos, une différence significative a été trouvée entre la zone latérale (0.61 N/mm en moyenne) et la zone antérieure de la paroi abdominale (0.97 N/mm en moyenne). Au cours de la manœuvre de la Valsalva, les valeurs sont similaires pour les deux zones (1.94 N/mm et 1.89 N/mm respectivement).

#### 1.5.4. Conclusion intermédiaire

Les examens *in vivo* sur la paroi abdominale et notamment les muscles abdominaux rapportent les points suivants. Le suivi de l'épaisseur musculaire grâce à l'échographie est largement utilisé pour identifier la contraction des muscles, mais cette technique a donné des résultats apparemment contradictoires dans la littérature. Les EMG superficiels ne permettent pas de fournir d'information spécifique sur l'activation des différentes couches musculaires mais l'utilisation d'EMG intra-musculaire est difficile à mettre en place car la technique est invasive. Très peu d'études s'intéressent finalement à la caractérisation mécanique de la paroi abdominale *in vivo*. Song *et al.* 2006 évaluent un module d'Young global de la paroi au cours d'une opération chirurgicale en la considérant comme une couche homogène. Cette méthodologie est difficilement réalisable sur une large population. Szymczak *et al.* 2012 et Van Ramshorst *et al.* 2011 effectuent des mesures sur des volontaires, mais leurs résultats sont

limités à l'observation de la déformation de la peau. Toutes ces approches ne considèrent pas les constituants de la paroi abdominale.

Dans l'objectif d'une caractérisation *in vivo*, une étude associant différents moyens de mesure permettrait de mieux décrire le comportement de la paroi abdominale. De plus, recueillir des données sur la géométrie externe et interne de la paroi abdominale et des propriétés mécaniques locales ou des composants pourrait aider à la construction d'un modèle numérique qui prendrait en compte la structure multicouche de la paroi.

La partie suivante de cet état de l'art présente l'élastographie, une technologie récente applicable *in vivo* et permettant de caractériser les propriétés mécaniques des muscles abdominaux pendant leur contraction.

## 1.6. Élastographie ultrasonore par onde de cisaillement

L'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement est un mode d'imagerie permettant de quantifier le module de cisaillement de tissus mous. Par rapport à l'élastographie par compression (Ophir, 1991) qui ne permet d'estimer que des différences relatives de rigidité entre tissus, cette technique a l'avantage de fournir une mesure locale et quantitative de rigidité en temps réel.

Dans cette technique (Bercoff *et al.* 2004, Gennisson *et al.* 2013), des ondes de cisaillement sont générées par une source de faisceaux ultrasonores en régime supersonique se focalisant successivement à différentes profondeurs. La force de radiation créée engendre des ondes de cisaillement transversales à la direction du faisceau qui sont amplifiées le long d'un cône de Mach (Figure 29). Le module de cisaillement est directement déduit de la mesure de la vitesse de propagation de ces ondes selon l'équation  $G = \rho c^2$  (avec  $G$  le module de cisaillement,  $\rho$  la masse volumique des tissus supposée constante à  $1000 \text{ kg/m}^3$  et  $c$  la vitesse de propagation de l'onde). Elle est obtenue en temps réel par corrélation d'image, grâce à l'acquisition de films d'imagerie échographiques ultrarapides. Le processus est automatisé et accéléré en carte graphique. L'imageur calcule et affiche des cartes de rigidité en temps réel (Figure 30), en surimpression sur l'image échographique. La résolution de l'image est de l'ordre du millimètre.

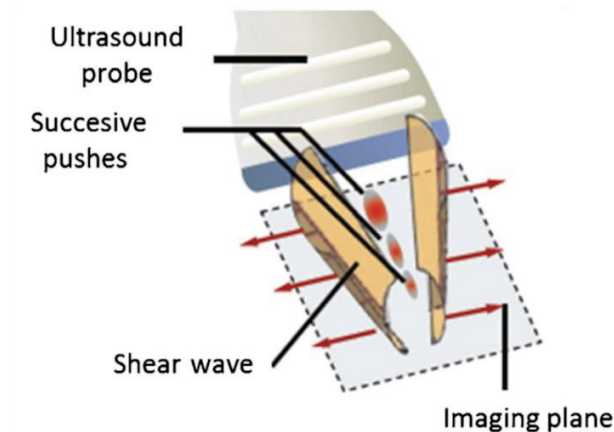


Figure 29. Génération des ondes de cisaillement (Gennisson *et al.* 2013)

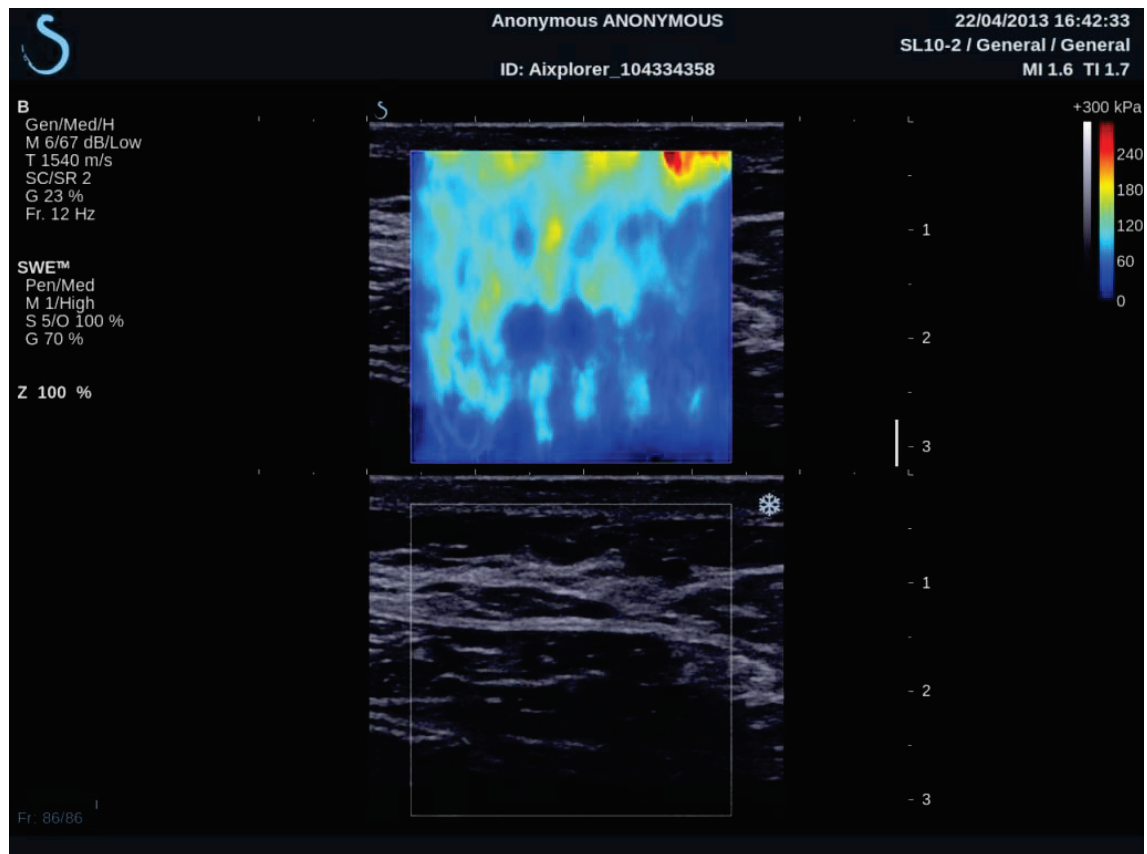


Figure 30. Carte de rigidité en surimpression sur l'image échographique (Elastographe, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) obtenue sur la paroi abdominale localisée sur le muscle rectus abdominis

Cette technique a été validée sur des gels élastiques calibrés (Madsen *et al.* 2006). Elle est utilisée en recherche clinique pour l'imagerie du sein (Evans *et al.* 2010, Berg *et al.* 2012, Cosgrove *et al.* 2012), du foie (Ferraioli *et al.* 2012, Barrault *et al.* 2013, Poynard *et al.* 2013), et du muscle squelettique.

Les études imageant le muscle squelettique s'intéressent surtout aux muscles des membres (Maïsetti *et al.* 2012, Botanlioglu *et al.* 2013, Chernak *et al.* 2013). Parmi elles, la corrélation entre activité musculaire et module de cisaillement est établie par Nordez *et al.* 2010. Gennisson *et al.* 2010 étudient l'anisotropie du muscle *in vivo* sur un volontaire et mesurent un module de cisaillement plus important dans la direction des fibres (8kPa au repos) que dans la direction transverse aux fibres (3 kPa au repos). La répétabilité et la reproductibilité des mesures *in vivo* sur le muscle (rectus femoris, vastus latéralis, gastrocnémus medialis, tibialis anterior, biceps brachii, brachioradialis, triceps brachii, abductor digiti minimi, adductor pollicis) ont été évaluées par Lacourpaille *et al.* 2012 et Chino *et al.* 2012. D'après ces deux études les coefficients de variation varient de 3.6% à 8% pour la répétabilité et de 3.1% à 11.5% pour la reproductibilité inter-opérateur. Plusieurs paramètres pouvant influencer sur la mesure ont été testés par Kot *et al.* 2012. Ils recommandent des mesures avec la plus faible pression possible sur la sonde.

Koo *et al.* 2013 observent une corrélation linéaire entre le module de cisaillement et l'effort en traction uniaxiale sur des muscles animaux *ex vivo*. Sur des muscles porcins *ex vivo* en traction uniaxiale, Eby *et al.* 2013 (in press) confirme la corrélation entre le module de cisaillement mesuré avec la sonde parallèle aux fibres et le module d'Young calculé à partir des courbes contrainte/déformation. En revanche, ils ne trouvent pas de corrélation avec ce dernier pour les mesures où la sonde est placée à 45° ou transverse par rapport aux fibres musculaires. Ils suggèrent que des mesures avec la sonde placée parallèlement aux fibres musculaires permettent une meilleure propagation des ondes.

A notre connaissance, les muscles du tronc n'ont jamais été étudiés à l'aide d'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement. Cette technique semble appropriée pour l'étude des structures musculaires à la fois *ex vivo* et *in vivo*. De plus, l'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement est adaptée à l'étude de la paroi abdominale, car elle permet d'apporter des données sur des muscles en surface (rectus abdominis, obliquus externus) et des muscles plus profonds (obliquus internus, transversus abdominis).

## 1.7. Conclusion et objectifs spécifiques de la thèse

Suite à des chirurgies de l'abdomen, l'éventration est une complication post-opératoire fréquente. Les progrès des traitements peuvent passer par l'amélioration des prothèses en les rendant plus biofidèles et biocompatibles. La modélisation numérique est un outil important pour de tels développements. Elle peut permettre, à moyen terme, d'orienter les solutions thérapeutiques vers un traitement individualisé et spécifique à chaque cas. Toutefois, la construction de modèles numériques nécessite des données pour la construction, la validation et la personnalisation et, de manière plus générale, une compréhension du comportement biomécanique de la paroi abdominale incluant la contribution et l'interaction de ses divers composants. Ces données proviennent d'études *ex vivo* lorsqu'il n'y a pas de moyen de les obtenir autrement (paramètres à ruptures par exemple). Dans la littérature, on trouve des études caractérisant la paroi abdominale de manière globale (géométrie, raideurs, déformations). De nombreuses études apportent également des données sur les constituants membranaires de la paroi

(contrainte à rupture, module d'Young). Cependant, très peu de données sont disponibles sur les muscles. Comme la paroi est une structure non homogène, l'approximation par une seule couche peut être affinée. Pour cela, il faudrait comprendre le rôle des composants dans la réponse mécanique de la paroi.

Ainsi, le premier objectif de ces travaux de thèse est de caractériser la paroi abdominale humaine *ex vivo* avec une approche allant de la paroi globale aux constituants. On cherchera à comprendre l'influence des composants dans la réponse mécanique de la paroi abdominale. Une attention particulière sera portée à la caractérisation des muscles à l'aide l'élastographie ultrasonore par ondes de cisaillements.

Au-delà de la caractérisation *ex vivo*, la prise en compte de l'environnement physiologique de la paroi abdominale est également importante. Il s'agit d'intégrer l'activité musculaire et des conditions de chargement physiologiques. Les données doivent donc provenir d'études *in vivo*. Les études dans la littérature rapportent séparément des données sur la géométrie des composants musculaires de la paroi abdominale lors de différentes activités, la déformation de la paroi externe et la raideur locale de la paroi considérée comme mono couche. Il serait donc intéressant de coupler les différents moyens de mesures disponibles. Cela permettrait de caractériser de manière plus complète la réponse des activités physiologiques types, en considérant la paroi comme une structure multicouche (en particulier au niveau musculaire).

Le second objectif cette de thèse est d'approfondir la caractérisation de la paroi abdominale *in vivo*. On s'intéressera dans un premier temps aux volontaires sains, puis aux patients souffrant d'éventration. Le module de cisaillement des différents muscles sera quantifié au moyen de l'élastographie ultrasonore par ondes de cisaillement.

L'ensemble des acquisitions *ex vivo* et *in vivo* devra, au-delà de l'amélioration de la compréhension du comportement biomécanique de la paroi abdominale et de ses composants, aider à la construction et à la validation de modèles numériques, dans des travaux menés en dehors de cette thèse.

## Chapitre II : Contribution des composants à la réponse biomécanique de la paroi abdominale *ex vivo*

### 2.1. Introduction

La revue de la littérature a montré que la caractérisation de la paroi abdominale considérée comme un matériau homogène a été étudiée (Song *et al.* 2006, Szymczack *et al.* 2012 et Podwojewski *et al.* 2013). Les différents auteurs rapportent des modules d'élasticité ainsi que les déformations de surface interne et externe de la paroi. Les propriétés mécaniques des constituants membranaires sont également disponibles (*e.g.* Rath *et al.* 1996, Rath *et al.* 1997, Grässel *et al.* 2005, Hollinsky et Sandberg 2007, Korenkov *et al.* 2001, Förstemann *et al.* 2011 et Ben Abdelounis *et al.* 2013). Elles proviennent d'expérimentations sur échantillons isolés. Toutefois, les études sur les muscles abdominaux semblent moins fréquentes et portent uniquement sur des échantillons animaux (Nilsson *et al.* 1982, Hernandez *et al.* 2011, Hwang *et al.* 2005).

Toutes ces propriétés matériaux sont nécessaires pour des efforts de modélisation. Cependant la réponse de composants isolés peut être difficile à transférer à la paroi abdominale multi-couche *in situ*. Cela peut être dû aux possibles différences de déformations initiales entre les composants et à la différence entre le chargement des tissus lors d'expérimentation sur échantillons et la configuration *in vivo in situ*.

L'objectif des travaux décrits dans ce chapitre est de développer un protocole pour évaluer le rôle des composants de la paroi abdominale. Les expérimentations *ex vivo* permettent de contrôler les conditions aux limites et les conditions de chargement. Les travaux se sont focalisés sur l'étude de la réponse mécanique de la région antérieure de la paroi abdominale et une approche par retraits successifs des composants principaux a été sélectionnée et mise en œuvre. Une attention particulière est portée à la caractérisation de la paroi abdominale (géométrie et élasticité).



## 2.2. Matériels et méthode

### 2.2.1. Échantillons

Huit parois abdominales antéro-latérales sont prélevées sur des sujets humains post-mortem non embaumés (4 hommes et 4 femmes âgés de 77 à 98 ans au moment du décès). Les sujets proviennent du don des corps à la science au Département Universitaire d'Anatomie Rockefeller (Lyon). Toutes les procédures d'expérimentations sont en accord avec les lois et règlements français autorisant l'expérimentation sur sujets humains post-mortem pour la recherche. Les échantillons sont excisés du rebord sous costal au pubis, et latéralement le long d'une ligne verticale joignant le bas de la cage thoracique à crête iliaque supérieure (Figure 31). Les échantillons comprennent toutes les couches de la peau au péritoineum. Ils sont conservés à -20°C et décongelés à température ambiante 16 heures avant l'expérimentation.

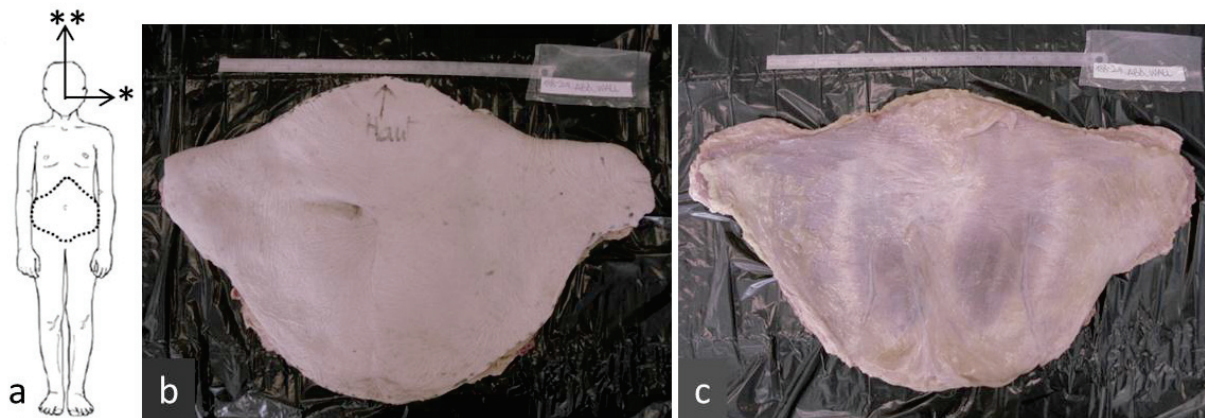


Figure 31. Prélèvement des échantillons de paroi abdominale. a : schéma du contour d'excision des parois abdominales, l'axe \* correspond à la direction qui sera appelée transverse dans la suite de l'étude et l'axe \*\* à la direction qui sera appelée longitudinale. b : vue externe d'un échantillon de paroi abdominale. c : vue interne d'un échantillon de paroi abdominale.

### 2.2.2. Dispositif expérimental

La paroi abdominale est maintenue dans le système de fixation développé par Podwojewski *et al.* 2013. Il était destiné à des échantillons porcins et a été adapté à la forme des parois humaines afin de tester une surface maximale des échantillons. La paroi est bridée entre une plaque d'aluminium et une plaque de caoutchouc (Figure 32). Dans le protocole actuel, ces deux plaques comportent un trou de forme octogonale qui permet d'exposer la région antérieure de la paroi abdominale. Les dimensions de ce trou sont données par la Figure 33. L'utilisation d'un support hémisphérique pour installer la paroi abdominale permet d'induire une courbure initiale se rapprochant d'une situation physiologique (Figure 34) et ainsi d'essayer de minimiser les déformations initiales. Comme l'épaisseur de la paroi abdominale n'est pas constante autour du trou, les brides sont ajustées permettant un serrage adéquat sur tout le pourtour et empêchant des glissements lors du chargement. Enfin, le montage est installé sur une table

prévue pour créer un compartiment étanche à l'air (Figure 35). Le côté externe de la paroi abdominale (peau) est alors tourné vers le bas tandis que le côté interne (peritoneum) est tourné vers le haut.

La partie exposée des échantillons testés est la région ombilicale, excepté pour les échantillons 03 et 04 qui sont centrés sur la région sous-ombilicale.

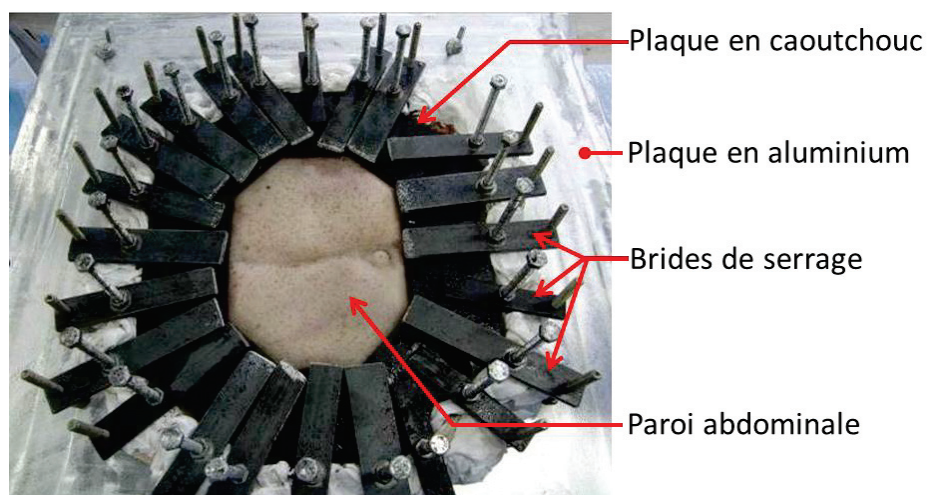


Figure 32. Fixation de la paroi abdominale

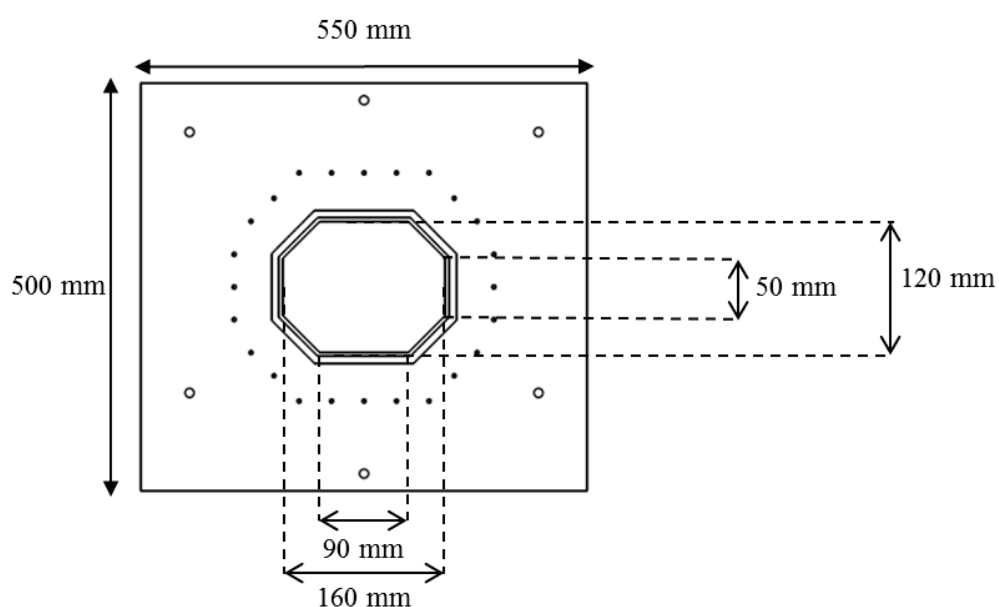


Figure 33. Dimensions de la plaque d'aluminium et du trou central





Figure 34. Positionnement de la paroi abdominale lors de la fixation, Podwojewski 2012

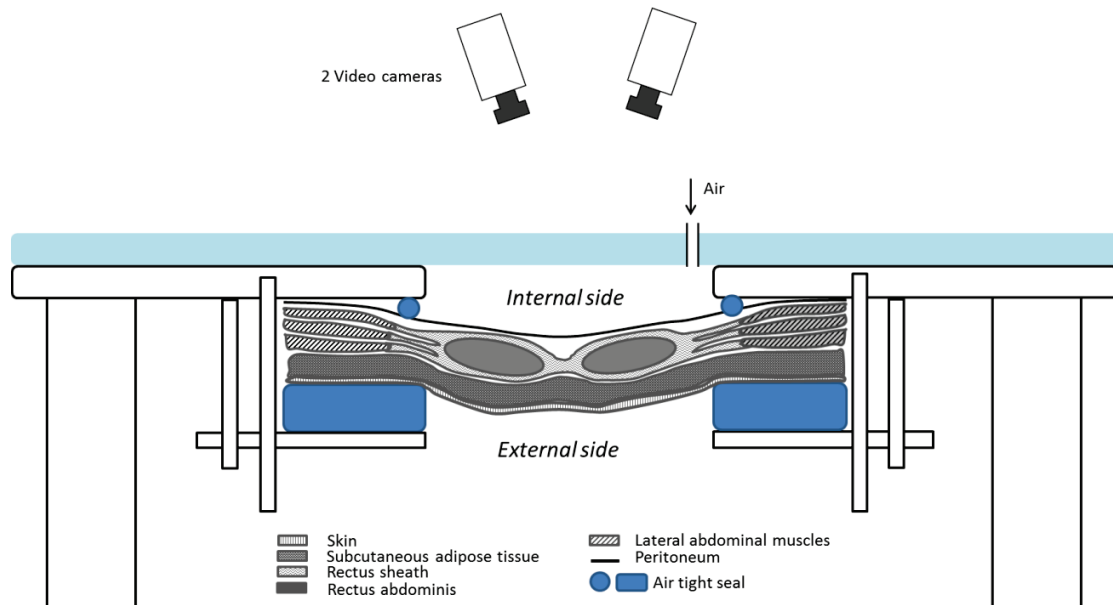


Figure 35. Dispositif expérimental pour un chargement en pression de la paroi abdominale avec équipements vidéo

Le protocole expérimental est fondé sur la méthode de dissection successive (Figure 36). Toutes les dissections sont réalisées par le Docteur David Voirin (chirurgien viscéral). De la même manière que la procédure laparoscopique, une pression est ensuite appliquée du côté interne de la paroi abdominale. Le chargement par pression, de 0 à 0.03 bar, est effectué par injection d'air. Il est répété sur l'échantillon dans quatre états de dissection :

- A. Intact
- B. Après dissection de la peau et du tissu adipeux sous-cutané
- C. Après dissection de la gaine antérieure des rectus abdominis
- D. Après dissection des muscles rectus abdominis

Pour chaque dissection, le montage de fixation de la paroi abdominale est retiré de la table d'essai et retourné afin de permettre un accès au chirurgien côté externe.

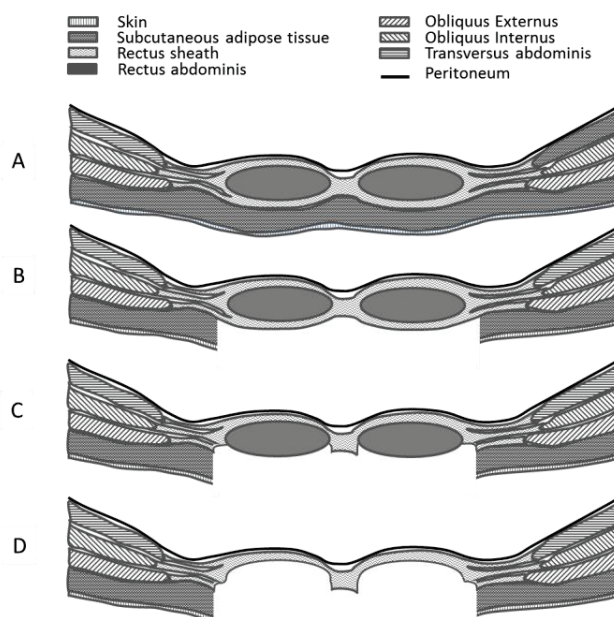


Figure 36. Etats de dissection successifs. A: intact, B: après dissection de la peau et du tissu adipeux sous-cutané, C: après dissection de la gaine antérieure des rectus, D: après dissection des rectus abdominis

### 2.2.3. Mesures

La linea alba et les rectus abdominis sont orientés dans la direction cranio-caudale qui sera désignée comme direction longitudinale. L'axe médial-latéral sera désigné comme direction transverse (Figure 37a). Cette dénomination correspond donc à l'orientation principale des fibres du rectus abdominis. Les fibres de la linea alba sont principalement orientées dans la direction transverse.

Des images échographiques associées à des cartes d'élasticité (Shearwave imaging, Bercoff *et al.* 2004) sont acquises à 0, 0.02 et 0.03 bar en utilisant un élastographe (Aixplorer, Supersonic imagine, Aix-en-Provence, France) et la sonde SuperLinear™ SL10-2 (Supersonic imagine, Aix-en-Provence, France). Les images sont centrées sur le rectus abdominis dans les directions longitudinale, oblique et transverse (Figure 37b). Chaque acquisition est répétée 3 fois.

La pression est mesurée par un capteur de pression 7 bar (ENTRAN EPX).

Deux caméras noir et blanc synchronisées SA3 PHOTRON (Tokyo, Japon) sont utilisées pour filmer la surface interne de la paroi abdominale et ainsi suivre sa déformation. Elles sont équipées d'objectifs de 50 mm (Zeiss, Oberkochen, Allemagne). La résolution des caméras est de 1024 par 1024 pixels, ce qui correspond approximativement à 3 pixels par millimètre dans la région d'intérêt. La fréquence d'acquisition est de 10 images par seconde. Avant expérimentation, la surface interne (peritoneum) de la paroi abdominale est couverte d'un maquillage blanc formant un fond uniforme. Un mouchetis de petites tâches aléatoires est ensuite appliqué à l'aide d'une bombe de peinture noire (Figure 37c).

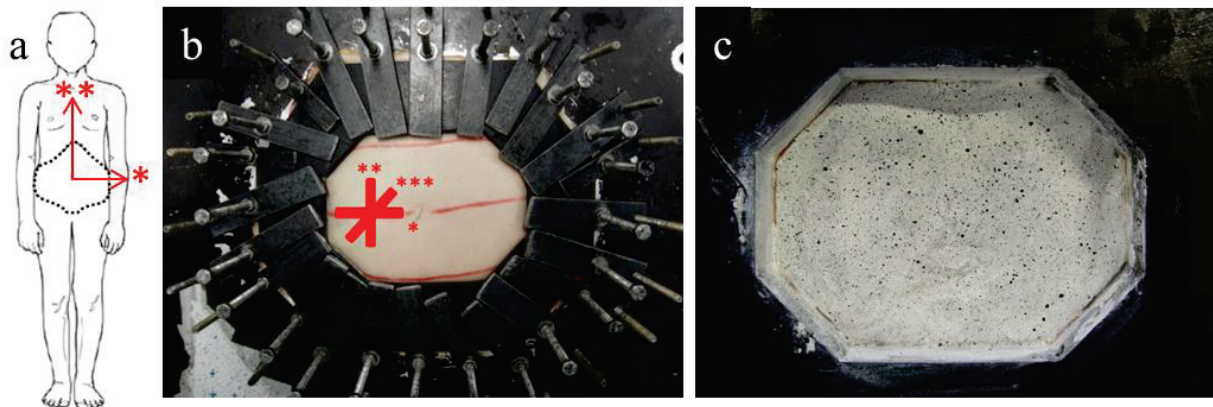


Figure 37. a : directions transverse (\*) et longitudinale (\*\*), b : Localisation des mesures élastographiques sur la paroi externe dans les directions transverse (\*), longitudinale (\*\*) et oblique (\*\*\*), c : Mouchetis appliqué sur la paroi interne

## 2.2.4. Traitement des données

Les images échographiques associées à des cartes d'élasticité sont utilisées afin d'obtenir les valeurs moyennes d'épaisseur des muscles et du tissu adipeux et le module de cisaillement du rectus abdominis. Le contour de chaque composant est réalisé manuellement à l'aide du programme Imod (Kremer *et al.* 1996). Pour chaque condition de chargement et de mesure, les valeurs moyennes sont ensuite calculées à partir des contours sur les trois acquisitions, à l'aide d'un programme développé spécifiquement au sein du LBMC.

Les enregistrements vidéo de la paroi abdominale interne sont analysés avec le logiciel de stéréocorrélation VIC3D (CorrelatedSolution, South Carolina, USA). Le suivi du mouchetis peint sur les échantillons permet de déterminer la géométrie 3D, les déplacements locaux 3D et les champs de déformation de surface.

Les déformations sont calculées en prenant comme référence l'état A (paroi intacte) à 0 bar. Les déformations moyennes des rectus abdominis et de la linea alba sont obtenues à partir des images corrélées pour chaque état de dissection et niveau de pression. Pour les rectus abdominis, la déformation moyenne (dans les directions longitudinale et transverse) est calculée à partir de bandes positionnées longitudinalement et centrées sur les muscles. Les bandes sont approximativement longues de 120 mm et larges de 10 mm. Dans cette région, l'augmentation de pression peut faire apparaître des rides le long de la linea alba. La corrélation d'image se dégrade alors progressivement tout au long de l'expérimentation et les déformations ne sont donc pas toujours disponibles sur toute la surface de la linea alba. Une méthode différente est utilisée pour définir des déformations moyennes représentatives (Figure 38). La déformation longitudinale est calculée par variation de longueur d'une ligne positionnée sur la linea alba. Dans la direction transverse, la déformation moyenne est obtenue en calculant la moyenne de la variation de longueur de plusieurs lignes positionnées transversalement sur tout le long de la linea alba.

Les rayons de courbures longitudinaux sont mesurés le long des muscles rectus abdominis. Les rayons de courbures transverses sont mesurés le long d'une ligne transversale médiane de l'échantillon. Ils sont calculés par approximation aux moindres carrés.

L'anisotropie est caractérisée par le ratio des déformations transverses sur déformations longitudinales.

Enfin, les analyses statistiques sont menées afin de déterminer la significativité de l'effet de la pression, de l'état de dissection et de l'orientation. Le test non paramétrique de Wilcoxon pour échantillons appariés est utilisé, avec  $p < 0.05$  indiquant une différence significative.

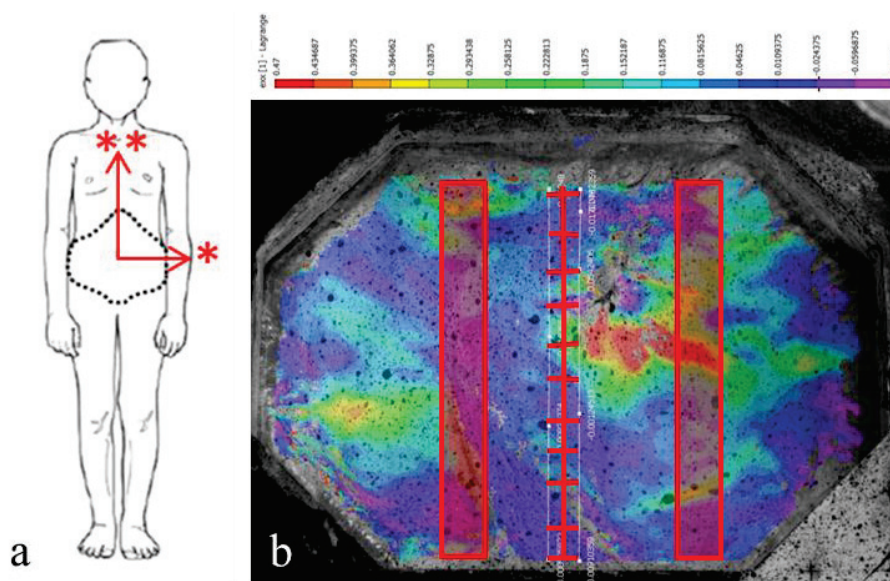


Figure 38. a: directions transverse (\*) et longitudinale (\*\*), b: Vue de la paroi abdominale interne avec carte de déformation. La déformation moyenne des rectus abdominis est calculée sur les rectangles rouges. La déformation longitudinale moyenne de la linea alba est calculée le long de la ligne longitudinale centrale. La déformation transverse moyenne de la linea alba est calculée à partir des segments transverses positionnés le long de la linea alba.

## 2.3. Résultats

Parmi les huit échantillons testés, deux ont été exclus des résultats. Un échantillon avait trop d'adhésions sur le péritoineum, empêchant la stéréo-corrélation. L'autre présentait une atrophie du muscle rectus abdominis gauche, conduisant à une réponse mécanique non symétrique.

### 2.3.1. Paroi abdominale intacte

Sur la paroi abdominale intacte (état A), les cartes d'élasticité et les propriétés géométriques ont été recueillies. Elles sont résumées dans les Tableau 7 et Tableau 8.

Le module de cisaillement moyen ne varie pas significativement avec la pression ni l'orientation de mesure. Les valeurs moyennes à 0 bar sont 13 [7 - 29] kPa, 16 [8 - 31] kPa et 14 [11 - 17] kPa, respectivement dans les directions transverse, oblique et longitudinale.

**Tableau 7. Elasticité des rectus abdominis dans l'état intact (état A). Orientation des mesures T est transverse, O oblique et L longitudinale.**

	Genre	Age	Module de cisaillement (kPa)								
Pression (bar)			0			0.02			0.03		
Orientation de mesure			T	O	L	T	O	L	T	O	L
Ech. 01	M	77	11	8	11	17	10	8	13	12	12
Ech. 02	F	98	29	18	16	33	29	21	23	26	27
Ech. 03	M	97	8	31	16	28	34	47	27	20	26
Ech. 04	F	84	15	20	17	10	15	18	17	18	14
Ech. 05	F	90	9	12	12	11	11	15	11	10	13
Ech. 06	M	89	7	9	14	5	6	8	5	8	10
Moyenne		89	13	16	14	17	18	20	16	16	17
Ecart-type		8	8	9	2	11	11	15	8	7	7

**Tableau 8. Paramètres géométriques des échantillons de paroi abdominale à l'état intact (état A)**

	Epaisseur (mm)						Rayon de courbure longitudinal (mm)			Rayon de courbure transverse (mm)		
	Rectus abdominis			Adipose tissue								
Pression (bar)	0	0.02	0.03	0	0.02	0.03	0	0.02	0.03	0	0.02	0.03
Ech. 01	9.4	8.3	8.9	12.7	12.5	11.8	102	77	69	361	212	168
Ech. 02	4.6	4.4	4.1	4.5	3.2	3.7	157	105	85	353	212	175
Ech. 03	5.3	5	5.1	6.1	5.2	5.1	183	136	116	359	248	208
Ech. 04	4.7	4.9	4.8	10.3	10.9	10.1	85	74	69	131	114	105
Ech. 05	4.9	5.1	4.5	15.4	15.2	16	117	86	77	166	123	111
Ech. 06	3.5	3.9	4	5.3	3.8	4.1	62	56	53	170	140	128
Moyenne	5.4	5.3	5.2	9.1	8.5	8.5	118	89	78	257	175	149
Ecart-type	2.1	1.6	1.9	4.4	4.6	4.6	45	28	21	111	56	41

L'épaisseur moyenne du rectus abdominis décroît de 5.4 mm à 0 bar à 5.2 mm à 0.03 bar. Le rayon de courbure longitudinal diminue de 118 mm à 78 mm et de 257 mm à 149 mm dans la direction transverse. Si ces paramètres géométriques (épaisseur et rayon de courbure) semblent donc décroître avec l'augmentation de la pression, les variations ne sont pas significatives.

Dans la direction longitudinale, les déformations moyennes du rectus abdominis et la linea alba restent dans le même ordre de grandeur. A 0.03 bar, elles atteignent respectivement 2% et 3% (Figure 41). Dans la direction transverse (Figure 42), la déformation moyenne du rectus abdominis atteint 1% à 0.03 bar tandis que celle de la linea alba est négative (-3% à 0.03 bar). A l'état intact, aucune différence



significative n'est trouvée entre les déformations des rectus abdominis et de la linea alba. Cependant, pour les muscles et la linea alba, les déformations longitudinales et transverses sont significativement différentes. Les ratio de déformation sont respectivement de 0.33 et -0.75.

### 2.3.2. Dissection successive des composants

Suite aux mesures à l'état A, où la paroi abdominale est intacte, les dissections débutent. Elles sont illustrées par la Figure 39. A la dernière étape, état D, il ne reste finalement que la linea alba, la gaine postérieure des rectus abdominis et le péritonéum.

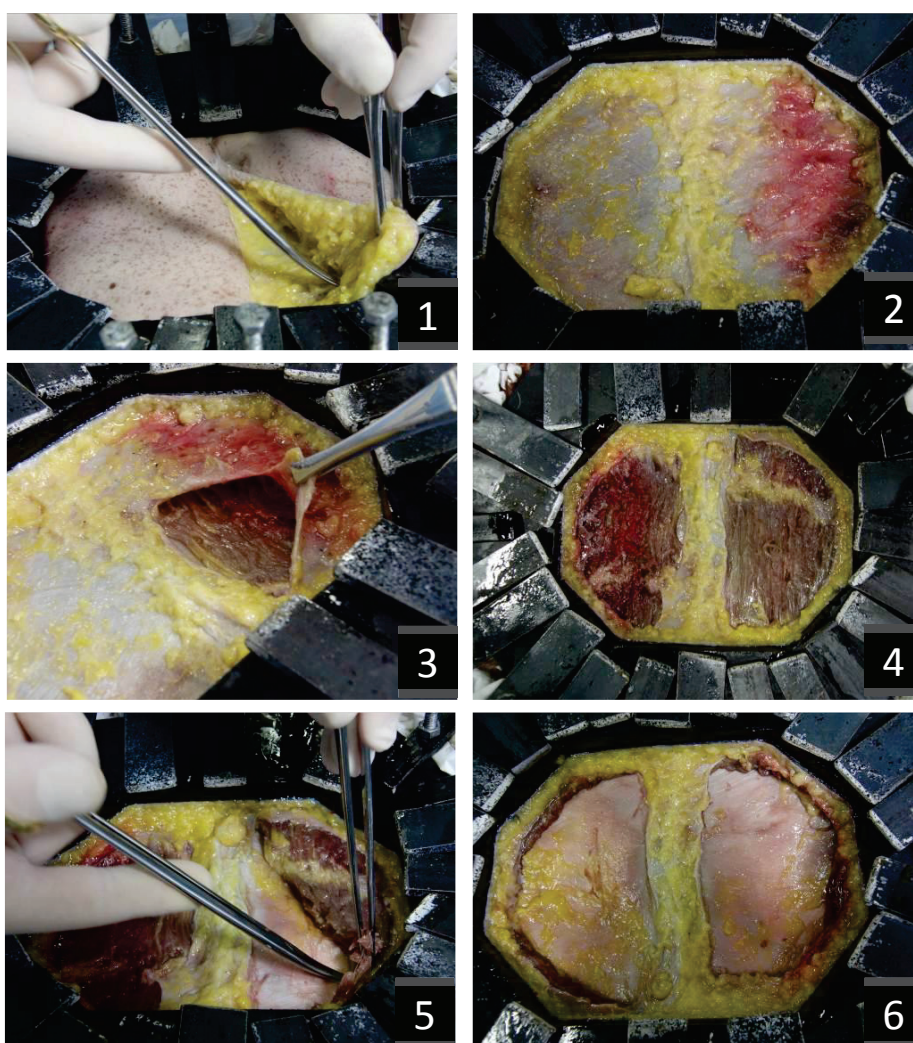


Figure 39. Etapes de dissection de la paroi abdominale. 1 : dissection de la peau et du tissu adipeux sous-cutané, 2 : état B (paroi sans peau ni tissu adipeux sous-cutané), 3 : dissection de la gaine antérieure des rectus abdominis, 4 : état C (paroi sans la gaine antérieure des rectus abdominis), 5 : dissection des muscles rectus abdominis, 6 : état D (paroi sans rectus abdominis).

### 2.3.3. Comportement mécanique à travers les dissections successives

Les cartes d'élasticité obtenues par élastographie n'ont pas pu être utilisées pour les états B (sans peau ni tissu adipeux), C (sans la gaine des rectus abdominis) et D (sans les muscles rectus abdominis). Cela est dû à la faible épaisseur de paroi abdominale qui a induit des artéfacts de contact. Les évolutions des paramètres géométriques après dissection (états B, C et D) sont présentés dans le Tableau 9. De la même manière que pour l'état A, l'épaisseur du muscle a une légère tendance à diminuer avec l'augmentation de la pression. A l'état B, elle décroît de 5.8 mm à 5.2 mm et à l'état C de 4.9 mm à 3.5 mm. Les rayons de courbure semblent également diminuer avec l'augmentation de la pression. Par exemple à l'état B, les rayons longitudinaux et transversaux baissent respectivement de 128 mm à 91 mm et 286 mm à 163 mm. Toutefois ces tendances ne sont pas statistiquement significatives.

**Tableau 9. Evolution des données géométriques avec l'état de dissection. Etat A: paroi intacte, état B: sans peau ni tissu adipeux sous-cutané, état C: sans la gaine antérieure des rectus abdominis, état D : sans les rectus abdominis.**

n=6	Etat A			Etat B			Etat C			Etat D		
Pression (bar)	0	0.02	0.03	0	0.02	0.03	0	0.02	0.03	0	0.02	0.03
Epaisseur moyenne du rectus abdominis (mm)	5.4	5.3	5.2	5.8	5.3	5.2	4.9	3.7	3.5	-	-	-
Ecart-type (mm)	2.1	1.6	1.9	1.8	1.5	1.6	1.4	1.2	1.5	-	-	-
Rayon de courbure longitudinal moyen (mm)	118	89	78	128	93	91	89	83	79	98	89	87
Ecart-type (mm)	45	28	21	64	29	30	18	19	17	36	27	25
Rayon de courbure transverse moyen (mm)	257	175	149	286	180	163	184	153	139	208	150	142
Ecart-type (mm)	111	56	41	175	70	58	55	38	32	89	44	39

Lorsqu'aucune pression n'est appliquée, la dissection conduit soit à un mouvement descendant de la paroi abdominale dans 3 cas sur 6, soit à un mouvement ascendant. Ces mouvements pourraient être attribués au poids des composants (diminuant lors de la dissection), aux différences de précontraintes (dû au montage) et aux différences de raideurs des composants. Ces mouvements sont quantifiés par stéréo-corrélation. Des exemples de vues en coupe de la paroi abdominale dans les deux cas sont présentés sur la Figure 40.

Les déformations longitudinales moyennes des rectus abdominis et de la linea alba augmentent avec la pression (Figure 41). En moyenne, le niveau de déformation atteint pour les rectus à l'état A est 0% (à 0 bar) à 2.5% (à 0.03 bar). Pour les états B, C et D les valeurs de déformations augmentent respectivement de 1.4% à 5.0%, 5.0% à 11.5% et 6.0% à 12.0%. Pour les états A et B, il n'y aucune différence significative entre les déformations longitudinales des rectus abdominis et de la linea alba. Après la dissection de la gaine antérieure des rectus (états C et D), la déformation moyenne devient significativement plus importante pour les rectus abdominis que pour la linea alba (Figure 41).

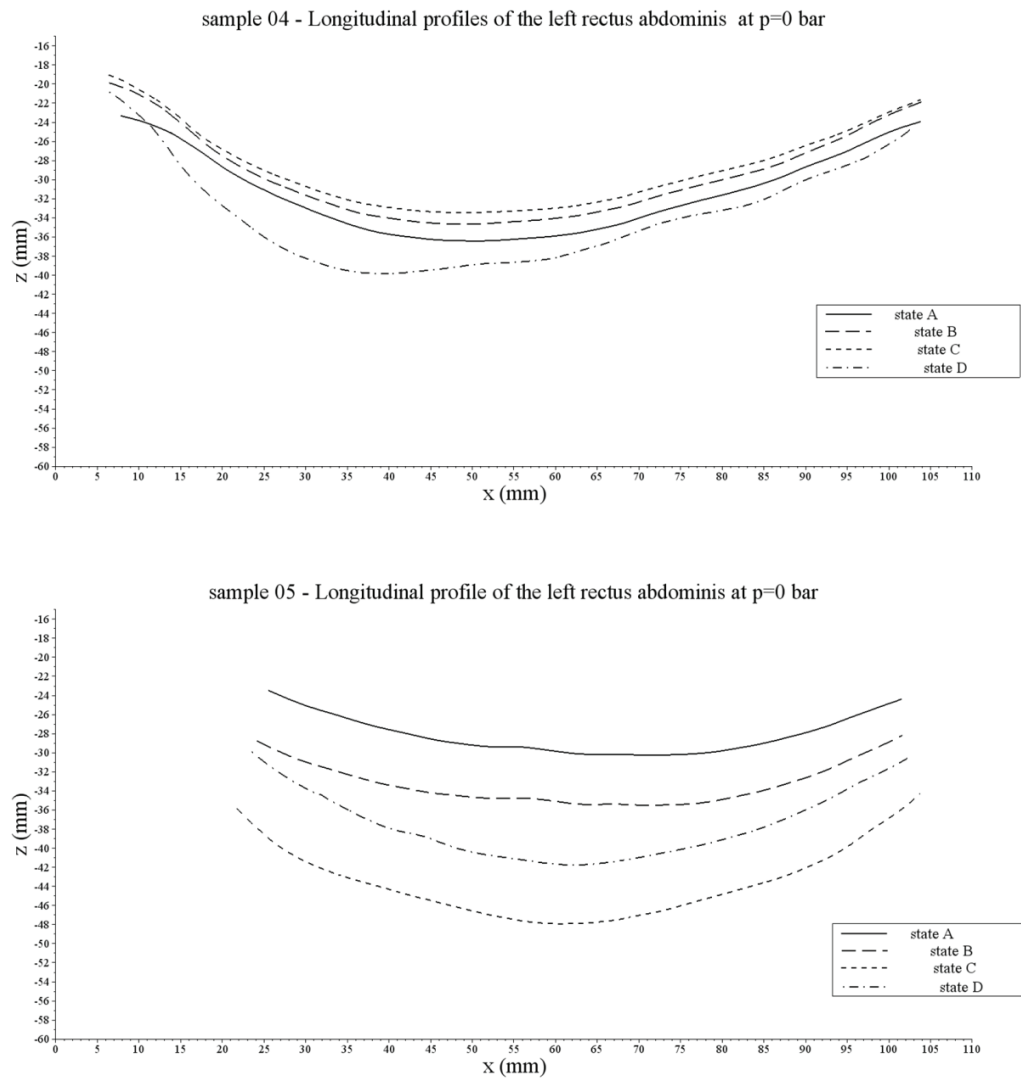


Figure 40. Vues en coupe longitudinale du peritoneum montrant un mouvement ascendant (haut) et un descendant (bas) de la paroi sans application de pression lors des états de dissection successif

Dans la direction transverse, la déformation des rectus abdominis est plus faible (0 à 0.7%, 0.6 à 1.8%, 1.3 à 3.4% and 2.0 à 4.0%) que dans la direction longitudinale. Aucune différence significative n'est trouvée entre les déformations des muscles et de la linea alba dans cette direction (Figure 42).



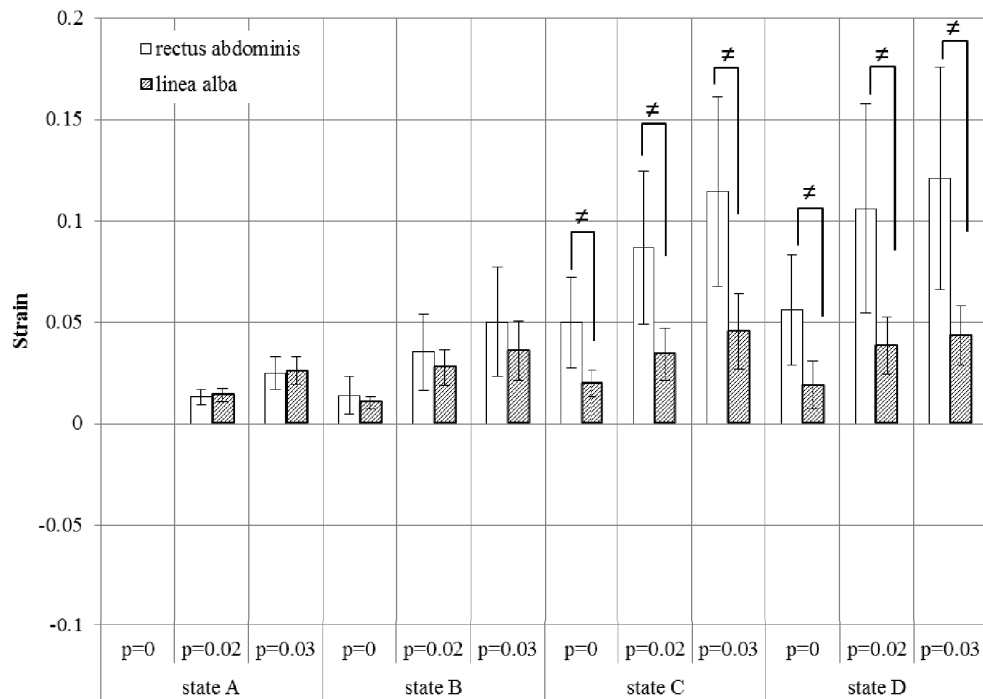


Figure 41. Déformations longitudinales en fonction de l'état de dissection et de la pression (p). Etat A: paroi intacte, état B: sans peau ni tissu adipeux sous-cutané, état C: sans la gaine antérieure des rectus abdominis, état D : sans les rectus abdominis. La barre d'erreur représente l'écart-type, ≠ indique une différence statistiquement significative, n=6

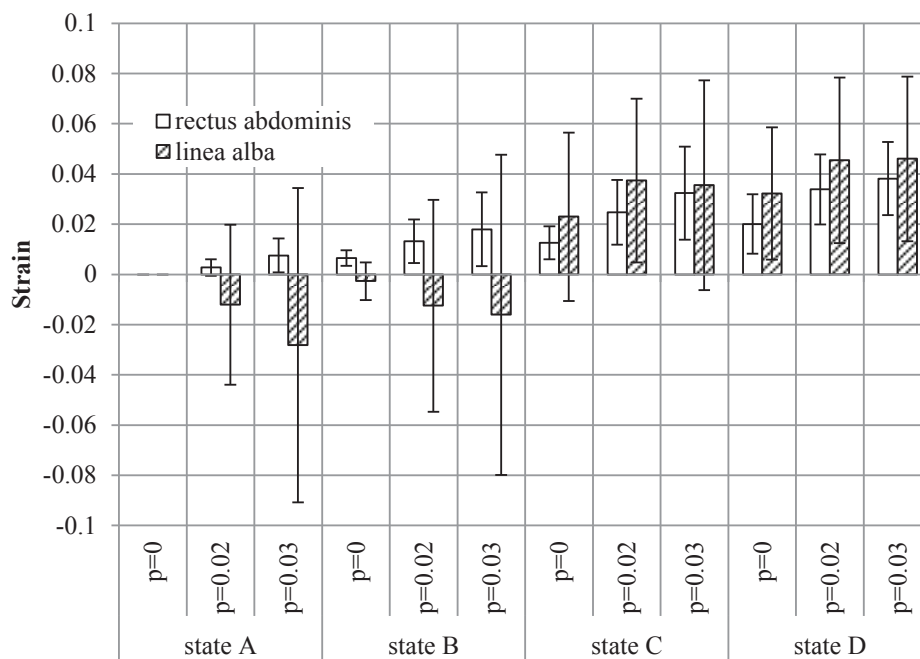


Figure 42. Déformations transverses en fonction de l'état de dissection, de la pression (p). Etat A: paroi intacte, état B: sans peau ni tissu adipeux sous-cutané, état C: sans la gaine antérieure des rectus abdominis, état D : sans les rectus abdominis. La barre d'erreur représente l'écart-type, ≠ indique une différence statistiquement significative, n=6

Les paramètres d'anisotropie sont présentés sur la Figure 43. Le ratio de déformation de la linea alba montre de grandes variations tandis que pour les rectus abdominis, il semble plus constant (valeur moyenne de 0.27) en fonction des dissections et des niveaux de pression.

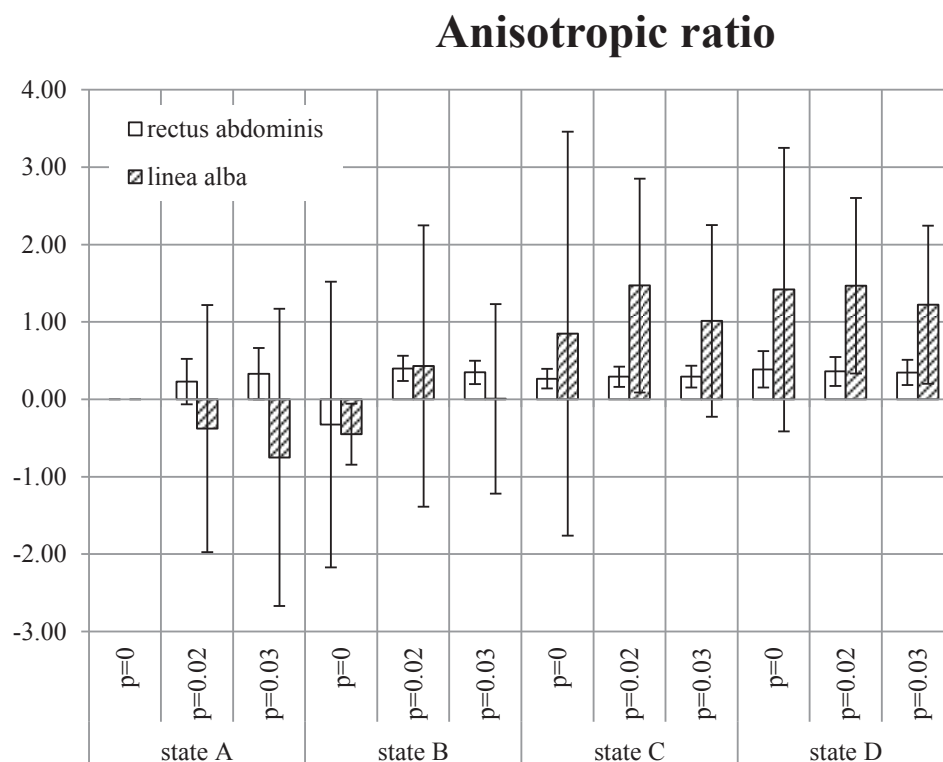


Figure 43. Evolution du ratio de déformation transverse sur déformation longitudinale en fonction de l'état de dissection et de la pression (p). Etat A: paroi intacte, état B: sans peau ni tissu adipeux sous-cutané, état C: sans la gaine antérieure des rectus abdominis, état D : sans les rectus abdominis. La barre d'erreur représente l'écart-type, \* indique une différence statistiquement significative, n=6

## 2.4. Discussion

Un protocole expérimental a été développé pour comprendre la contribution des composants à la réponse globale de la paroi abdominale. Le dispositif de fixation a montré sa capacité à maintenir tous les échantillons, malgré leurs épaisseurs variables. La forme des échantillons prélevés conditionne leur position dans le montage. C'est la raison pour laquelle les régions testées étaient centrées sur l'ombilic ou sous l'ombilic. Le protocole de dissection successive avec application d'une sollicitation par pression n'a entraîné aucun problème particulier quant à l'étanchéité à l'air. L'élastographie par ondes de cisaillement n'a pas pu être utilisée pour les états disséqués, mais les données acquises sur la paroi intacte peuvent être utiles pour de futurs efforts de modélisation.

## 2.4.1. Paroi abdominale intacte

### 2.4.1.1. Paramètres géométriques

Dans leurs études *ex vivo*, Rath *et al.* 1997 rapportent des largeurs et longueurs de muscle, mais pas d'épaisseurs. Les épaisseurs de muscle rectus abdominis et du tissu adipeux sous-cutané sont donc comparées à des données *in vivo* (Ishida *et al.* 1994, Coldron *et al.* 2008, de Kim *et al.* 2012). Dans ces trois études avec des femmes de 18 à 60 ans, les épaisseurs moyennes pour ce muscle sont respectivement de 10 mm, 9.8 mm, 10.3 mm. Pour le tissu adipeux, les épaisseurs rapportées sont de 18 mm (Ishida *et al.* 1994) et 24 mm (Kim *et al.* 2012) en moyenne. Kanehisa *et al.* 2004 montrent que l'âge est corrélé avec une diminution de l'épaisseur de muscle et une augmentation de l'épaisseur du tissu adipeux à l'abdomen. La perte de muscle est similaire chez l'homme et la femme et l'augmentation de tissu adipeux plus importante chez la femme que l'homme. Pour le groupe de personnes âgées (70-79 ans, IMC=23 kg/m<sup>2</sup>), ils constatent une épaisseur moyenne de muscle et de tissu adipeux de respectivement de 8 mm et 25 mm. Les valeurs correspondantes de notre étude sont de 5.4 mm et 9.1 mm. L'indice de masse corporelle (IMC) des sujets de notre étude est inconnu, mais la couche adipeuse apparaît plus fine que dans l'étude de Kanehisa *et al.* Cela pourrait être expliqué par l'âge plus avancé des sujets cadavériques (77 à 98 ans). Les valeurs de notre étude sont donc cohérentes avec celles de la littérature. Concernant les faibles variations d'épaisseur de muscle observées au cours de l'expérimentation, elles pourraient se justifier par les faibles valeurs de déformation atteintes (en moyenne 2.5 % à 0.03 bar à l'état intact).

Les rayons de courbure de la paroi abdominale dans la littérature proviennent d'études *in vivo*. L'évolution du rayon de courbure sous faible chargement par pression (jusqu'à 0.007 bar) est rapportée par Song *et al.* 2006. Sans pression, ils mesurent un rayon de courbure longitudinal de 640 mm et transverse de 220 mm. Förstemann *et al.* 2011 observent un rayon de courbure moyen longitudinal 470 [286, 1053] mm et transverse de 201 [181, 233] mm. Les résultats correspondants de notre étude décrivent la courbure géométrique des échantillons pour un objectif de modélisation. Ces paramètres sont dépendants du montage, et montrent que les conditions expérimentales sont similaires à une position physiologique dans la direction transverse (257 mm), mais plus faible dans la direction longitudinale (118 mm). Toutefois, dans toutes les études, les volontaires étaient allongés sur le dos, ce qui affecte le rayon de courbure mesuré (Beillas *et al.* 2009).

### 2.4.1.2. Déformation

La sollicitation par pression de la paroi abdominale impose un chargement équiaxial. L'anisotropie de la déformation observée, est à la fois structurelle et due au comportement du matériau. La forme du montage maintenant la paroi influe sur la déformation. Ses dimensions sont plus grandes dans la direction transverse (160 mm) que longitudinale (120 mm). Les déformations des rectus abdominis et de la linea alba à l'état intact sont significativement plus importantes dans la direction longitudinale que transverse. Le ratio moyen à 0.03 bar était de 0.33 pour les muscles et -0.75 pour la linea alba. Les déformations négatives observées sur la linea s'expliquent par les plis apparaissant lors de la mise en

pression (Figure 44). La paroi fronce au niveau de la linea alba. En surface, une compression est observée. En revanche l'information de la déformation interne de la linea alba n'est pas accessible.

L'anisotropie des tissus musculaires (comportement matériau) a été étudiée, mais il ne semble pas y avoir de consensus dans la littérature. Nilsson *et al.* 1982 et Morrow *et al.* 2010 observent respectivement sur le tractus iliotibialis et l'extensor digitorum longus de lapins, une élasticité plus importante le long des fibres musculaires que dans la direction perpendiculaire. D'autres auteurs (Hwang *et al.* 2005 sur l'internus abdominis et le transversus abdominis de chiens, Nie *et al.* 2011 sur muscle porcin, Takaza *et al.* 2012 sur le longissimus dorsi de porc) obtiennent des conclusions contraires.

Les travaux de la littérature rapportent également des données sur le comportement anisotrope de la linea alba. En s'appuyant sur les données de compliance de Grässel *et al.* 2005, le ratio était de 0.52 pour échantillons supra-ombilicaux d'hommes. De la même manière les ratios d'effort de traction sur des échantillons d'hommes est de 0.45. Dans l'étude de Förstemann *et al.* 2011, les déformations longitudinale et transverse n'étaient pas différentes. Cependant, le ratio d'effort (force longitudinale normalisée sur force) transverse normalisée) pour obtenir 10 % de déformation était de 0.15.

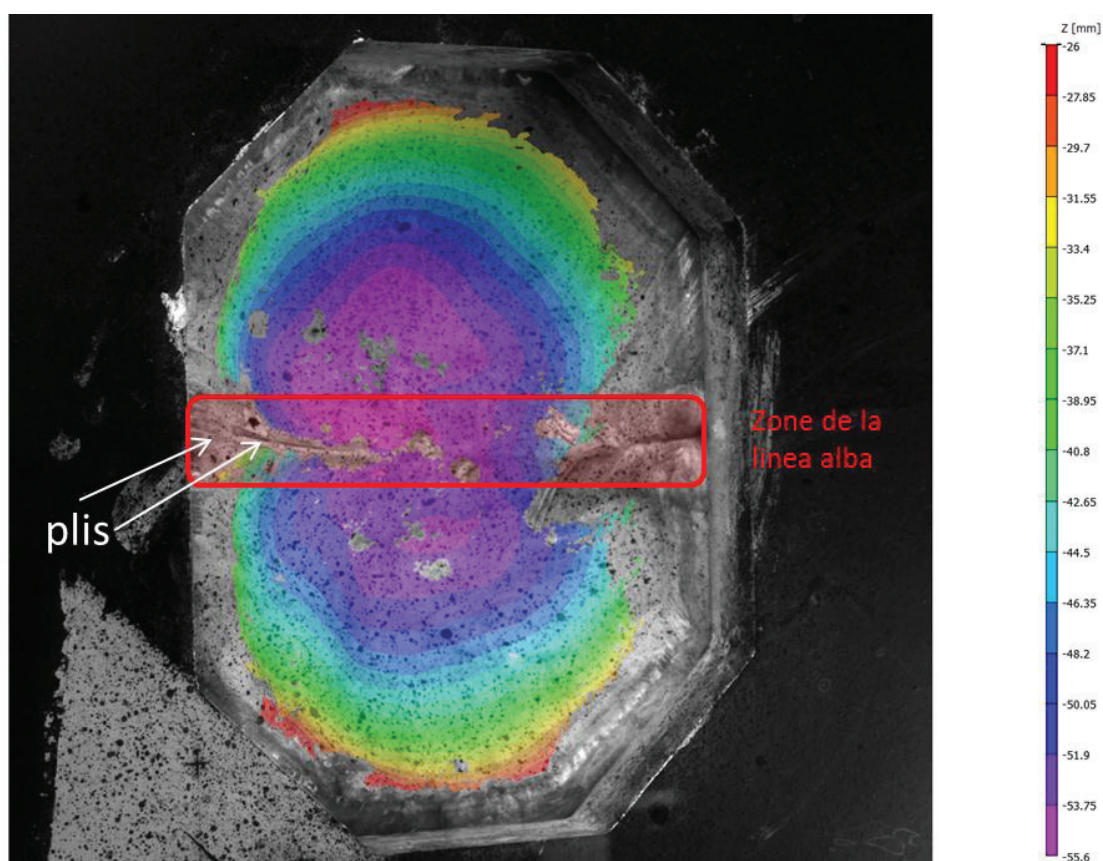


Figure 44. Exemple d'apparition de plis dans la zone de la linea alba

#### **2.4.1.3. Élasticité**

Le module de cisaillement mesuré pour le rectus abdominis est plus élevé, à chaque niveau de pression, dans la direction longitudinale que dans la direction transverse, mais cette différence n'est pas statistiquement significative.

Des propriétés de muscle *in vivo* obtenues grâce à l'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement sont présentes dans la littérature. Gennisson *et al.* 2010 et Nordez *et al.* 2010 rapportent des modules de cisaillement du biceps brachii dans la direction des fibres. Dans une configuration au repos, ils mesurent respectivement 4.0 kPa et 11.3 kPa. Bien que les résultats de notre étude soient obtenus sur des échantillons post-mortem et après décongélation, ils sont du même ordre de grandeur (14 kPa à 0 bar pour la mesure longitudinale). Toutefois, la raideur n'a pas augmenté avec la pression (contrairement au muscle actif), soulignant la différence entre muscle *in vivo* actif et muscle *ex vivo* sollicité passivement.

#### **2.4.2. Evolution des déformations initiales et sous pression au cours de l'expérimentation**

La réalisation des dissections a résulté en un mouvement vertical (vers le haut ou le bas) de la paroi abdominale, même sans pression appliquée. Ce résultat peut être dû à l'effet de la gravité couplé avec des déformations et contraintes initiales différentes dans les composants lors de la fixation des échantillons. Un exemple serait le cas où retirer la peau et le tissu adipeux sous-jacent, et donc retirer leur poids associés, peut entraîner un mouvement vers le haut si la plupart des contraintes de la paroi étaient initialement portées par les autres composants. Le résultat serait un mouvement vers le bas si la plupart des contraintes de la paroi étaient initialement portées par la peau.

Ces observations suggèrent que les contraintes initiales et les contributions des composants dans la déformation peuvent différer d'un échantillon à l'autre. Cela peut être dû à la méthode d'installation ou à des différences anatomiques. Les résultats de cette étude devront donc être utilisés de manière vigilante et en particulier prendre en considération les contraintes initiales entre les différents états.

Pour le rectus abdominis et pour la linea alba, les déformations longitudinales sont plus élevées que les transverses, même dans les états non intacts. Pour l'état B, le résultat est cohérent avec l'étude de Junge *et al.* 2001 sur des échantillons de paroi abdominale sans peau ni tissu adipeux. Le ratio d'élongation à 16 N (longitudinal sur transverse) calculé à partir de leurs données était de 0.65 pour les hommes et 0.53 pour les femmes.

La comparaison entre le muscle et la linea alba au cours de la dissection successive montre l'effet des composants sur le comportement de la paroi abdominale. Les déformations des régions musculaires et de la linea alba deviennent significativement différentes après la dissection de la gaine antérieure des rectus. Cela pourrait être expliqué par le fait que la gaine est en continuité avec la linea alba. Les fibres constituant les gaines se prolongent pour former la linea alba (Axe *et al.* 2001). Après la dissection de la gaine antérieure, le muscle n'est plus maintenu sur la face antérieure, et les gaines postérieures

subissent plus de déformation. De plus, d'après Hollinsky et Sandberg 2007, la linea alba et la gaine des rectus ont des propriétés similaires (contraintes à rupture respectivement de 10.0 N/mm<sup>2</sup> et 8.1 N/mm<sup>2</sup>) tandis que la gaine postérieure a des valeurs plus faibles (5.6 N/mm<sup>2</sup>). Les résultats en déformation dans ces deux états (C et D) – et l'absence de différence significative dans les états précédents (A et B) – sont utiles pour la construction et la validation d'un modèle de la paroi abdominale détaillant les composants.

### 2.4.3. Limites

En considérant la variabilité inter-individuelle et le faible nombre d'échantillons testés avec ce protocole, il peut être difficile d'atteindre la significativité statistique. Augmenter le nombre pourrait permettre de confirmer les tendances observées. Cependant, cela n'était pas possible, dans le temps imparti, du fait de l'accès limité aux sujets humains post-mortem. Les résultats montrent un comportement passif qui peut aider à comprendre et modéliser la contribution des constituants de la paroi. Toutefois, l'âge des sujets (77 à 98 ans) et leurs faibles épaisseurs musculaires doivent être pris en considération en fonction de l'application.

Par ailleurs, la taille des échantillons et la méthode de fixation choisie ont orienté l'étude sur la région centrale de la paroi abdominale, excluant les muscles latéraux (obliques externus, obliques internus et transversus abdominis). Enfin, une attention particulière devrait être portée dans le futur à la question des déformations initiales dans les tissus, et de leur relation à l'état de déformation *in vivo*.

## 2.5. Conclusions

Dans cette étude, une nouvelle approche pour l'étude de la paroi abdominale et ses constituants a été développée. Elle est fondée sur des dissections successives des composants, afin d'évaluer leur contribution dans la réponse globale. Le protocole a été mis en œuvre avec succès sur six parois provenant de sujets humains post-mortem. Les résultats comprennent les caractéristiques géométriques (épaisseurs, surface interne), les déformations, et dans l'état intact, le module de cisaillement passif. Ces données peuvent aider à la construction et à la validation d'un modèle numérique et apportent une meilleure compréhension sur le comportement de la paroi abdominale passive. Les déformations longitudinales sont plus élevées que les déformations transverses, à la fois pour les rectus abdominis et la linea alba. Les déformations sont devenues significativement plus importantes pour les rectus abdominis que pour la linea alba, après la dissection de la gaine antérieure des rectus. De manière générale, les résultats soulignent l'importance de la gaine des rectus abdominis dans la réponse mécanique de la paroi abdominale *ex vivo*.

Une application *in vivo* des méthodes de mesure (stéréo-corrélation, échographie, et élastographie) pour estimer l'effet des muscles actifs, fait l'objet du prochain chapitre.



## Chapitre III : Caractérisation *in vivo* de la paroi abdominale de volontaires non malades

### 3.1. Introduction

Dans le chapitre précédent, la paroi abdominale est étudiée de manière *ex vivo*. La méthodologie développée a permis de contrôler les conditions aux limites et d'appliquer une sollicitation maîtrisée par pression. Pour cela, l'étendue de la paroi abdominale testée est finalement réduite. L'étude porte uniquement sur la région ventrale de la paroi abdominale. Il en résulte que contrairement à la gaine des rectus abdominis, la structure musculaire ne semble pas affecter le comportement global de la paroi dans les différents états étudiés. L'influence des muscles latéraux obliques externus abdominis (OE), obliques internus abdominis (OI) et transversus abdominis (TrA) - n'est pas étudiée car ils ne sont pas présents dans la zone de paroi considérée. De plus, le caractère actif des structures musculaires n'est pas pris en compte, alors qu'il est nécessairement impliqué *in situ*. Afin d'étudier le comportement de la paroi abdominale dans des conditions de chargement plus physiologiques, des examens *in vivo* sont nécessaires. Lors des expérimentations *ex vivo*, les déformations initiales des composants ainsi que les pré-contraintes dues au montage ne sont pas accessibles. L'expérimentation *in vivo* permet de s'affranchir de ces manques.

L'objectif global des travaux décrits dans ce chapitre est de caractériser la paroi abdominale dans des conditions de chargement *in vivo*.

Dans la continuité des travaux réalisés *ex vivo*, les travaux présentés dans ce chapitre s'attachent en particulier à étudier le comportement de la paroi abdominale en prenant en compte les composants musculaires. Les examens sont d'abord conduits sur des sujets volontaires non-malades, avec pour objectif de préparer un protocole adapté à des patients souffrant d'éventration. Les contraintes d'un transfert vers des patients (durée de l'expérimentation et sollicitations demandées) ont donc été prises en compte, dès la conception de ce protocole.

Un autre objectif de ces travaux est d'apporter des données pour la modélisation. Les données à la fois géométriques et mécaniques contribueront au développement d'un modèle numérique de la paroi abdominale active (réalisé par Covidien).

Le protocole expérimental a été développé dans cette thèse. Il a reçu l'avis favorable du comité éthique (avis CPP Sud Est II 2011-030-2) et est autorisé par l'AFSSAPS (autorisation B110676-90). Le Docteur David Voirin est le médecin investigateur principal de ce protocole. L'ensemble du protocole est décrit ici, cependant seuls les résultats analysés dans le cadre de cette thèse seront détaillés.



## **3.2. Matériels et Méthodes**

### **3.2.1. Les sujets volontaires**

Onze sujets volontaires âgés entre 40 et 62 ans ont participé à la session A de l'étude. Sept sujets sont revenus pour la session B.

Les participants sont retenus en fonction des critères établis après concertation avec les médecins collaborant à l'étude.

Les critères d'inclusions sont :

- Age compris entre 40 et 70 ans
- Indice de masse corporelle (IMC) < 30 kg/m<sup>2</sup> (ie. les individus non obèses)

Les critères d'exclusion :

- Sujets sous-tutelle
- Chirurgie abdominale, pelvienne ou lombaire
- Antécédents d'hernie ou d'éventration de la paroi abdominale
- Femmes enceintes ou allaitantes
- Diastasis des muscles grands droits
- Pathologies respiratoires, hépatiques ou digestives
- Pathologies neurologiques ou musculaires
- Pathologies du tissu conjonctif
- Traitement myorelaxant
- Traitement par corticoïdes
- Traitement par immunosuppresseurs

Les volontaires sont inclus dans l'étude après entretien téléphonique, puis rencontre avec un médecin collaborant à l'étude. Ils prennent connaissance de la lettre d'information et signent le formulaire de consentement.

### **3.2.2. Équipements d'essai et mesures**

Une vue d'ensemble du dispositif expérimental est présenté Figure 45. Il est similaire aux montages de Vera-Garcia *et al.* 2007 et Mc Cook *et al.* 2009. Il est essentiellement composé d'un siège pour le sujet entouré de dispositifs de mesure présentés ci-après (caméras, etc.).



Figure 45. Vue d'ensemble du dispositif d'essais, incluant le siège pour le sujet, les caméras et leur projecteur associé et le système d'échographie-élastographie

### 3.2.2.1. Acquisition de données géométriques externes et internes

La surface de paroi abdominale externe est scannée en position initiale, au repos (Figure 46) à l'aide d'un scanner de surface laser 3D (NextEngine, Santa Monica, USA). A cause d'un champ réduit, trois à quatre acquisitions sont nécessaires afin de couvrir l'ensemble de la paroi abdominale antérieure.



Figure 46. Scanner laser 3D (NextEngine, Santa Monica, USA)

La surface externe est également suivie par 4 caméras (PHOTRON SA3, Tokyo, Japon) équipées d'objectifs 24-70 (SIGMA, Tokyo, Japon) réglés à 50 mm de focale et ouverture f8. Avec une distance

approximative entre le volontaire et les caméras de 2 m, ces réglages permettent d'avoir une profondeur de champ de 440 mm. Les caméras permettent de filmer la surface externe de la paroi en position initiale et pendant les différentes activités. Les champs de déplacement sont obtenus grâce au suivi de marqueurs fixés sur la peau. Le schéma de pose des marqueurs est présenté sur la Figure 47.

Afin d'obtenir des informations sur la géométrie interne de la paroi abdominale, des acquisitions d'images échographiques sont réalisées grâce à un imageur Aixplorer (Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, France) avec une sonde SuperLinear™ SL 10-2. La sonde est instrumentée avec des quadripodes (Figure 48) afin de repérer sa localisation dans l'espace et ainsi connaître la position de chaque mesure. Des séries d'images échographiques le long d'une ligne transverse se chevauchant constituent un balayage de la paroi abdominale. Elles sont acquises à trois niveaux : sous-sternal, sus-ombilical et sous-ombilical (Figure 49).

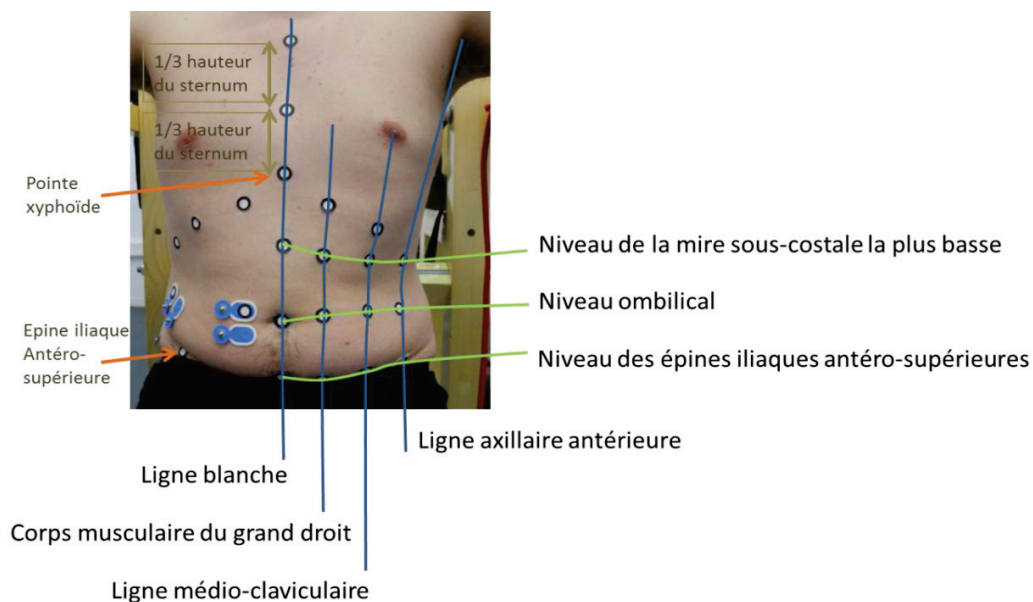


Figure 47. Disposition des marqueurs sur l'abdomen et EMG

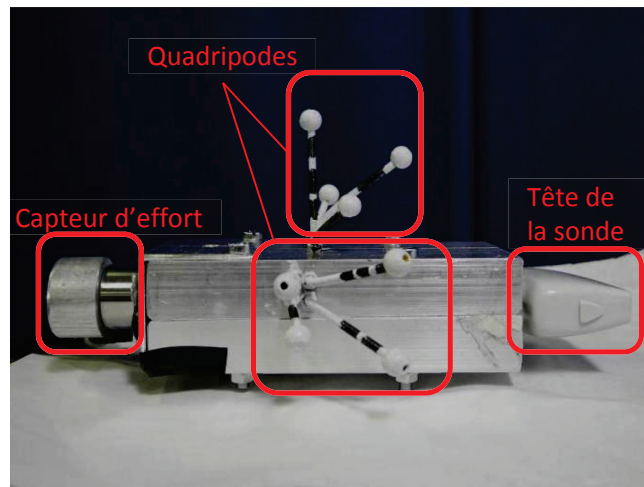


Figure 48. Instrumentation de la sonde échographique: Capteur d'effort et quadripodes fixes sur un boîtier moulé sur la sonde.

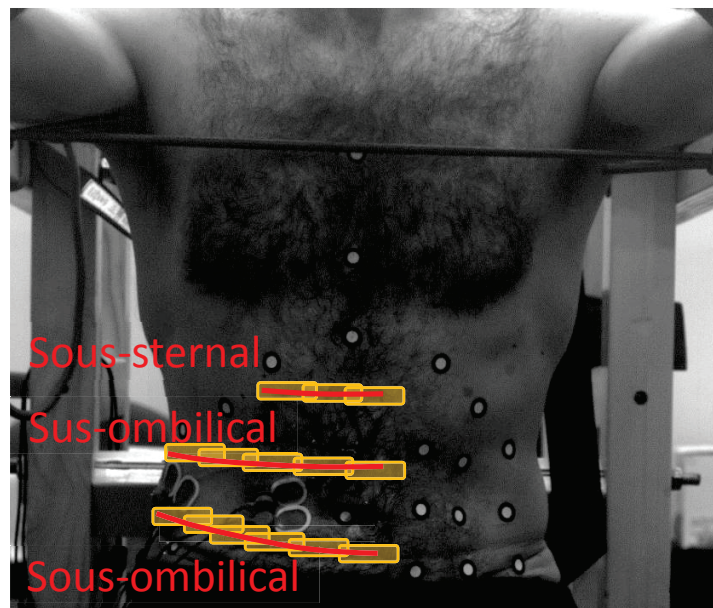


Figure 49. Géométrie interne, localisation des niveaux de balayages échographiques. Les rectangles jaunes schématisent les acquisitions d'échographies se chevauchant le long d'une ligne.

### 3.2.2.2. Caractérisation par élastographie et réponse de la paroi à une sollicitation mécanique externe

Les cartographies de modules de cisaillement et les raideurs locales sont obtenues sur des sites d'intérêt, illustrés par la Figure 50 : la linea alba, ligne médiane de l'abdomen, le muscle rectus abdominis (RA) et

les muscles latéraux (Lat). L'orientation de la sonde lors des mesures est définie selon l'axe cranio-caudal : longitudinale (//) et transverse ( $\perp$ ). Dans le cas du rectus abdominis, les mesures longitudinales correspondent à l'orientation parallèle aux fibres musculaires et les mesures transverses à l'orientation perpendiculaire aux fibres. Les mesures sur les muscles latéraux ne correspondent pas à des orientations de fibres musculaires.

Les cartographies d'élasticité obtenues par l'échographe-élastographe permettent de quantifier le module de cisaillement pour les structures musculaires de la paroi abdominale. Pour les différentes activités, les données sont acquises sur RA//, RA $\perp$  et Lat $\perp$  (Figure 50). Pour chaque acquisition, une faible force est appliquée, afin d'améliorer le contact avec les tissus. Grâce à l'instrumentation de la sonde par un capteur de force (TME F480 TC 50daN, Toulon, France) (Figure 48), cette force appliquée a été enregistrée. Les estimations de module sont directionnelles, et correspondent à l'axe de la sonde.

Pour les mesures de raideurs locales, une force légèrement plus importante est progressivement appliquée à travers la sonde échographique et enregistrée par le capteur d'effort. Le déplacement de la sonde est repéré grâce aux marqueurs externes, et ajusté en fonction du déplacement éventuel du volontaire pendant la mesure. Des acquisitions d'images échographiques sont également enregistrées. Des raideurs locales sont ainsi déterminées à partir des courbes force/déplacement. Ces mesures sont effectuées sur les sites suivants : LA $\perp$ , RA//, RA $\perp$ , Lat// et Lat $\perp$  (Figure 50).

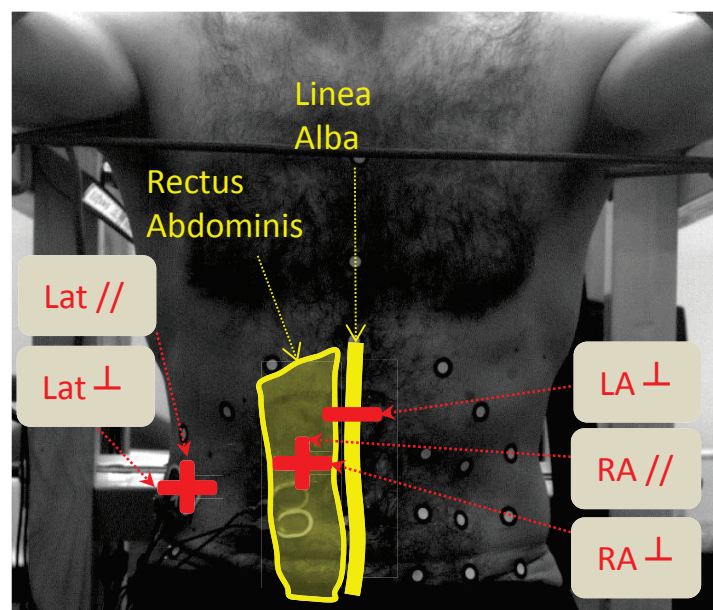


Figure 50. Localisation des mesures échographiques et élastographiques. LA $\perp$  : mesure transverse sur la linea alba, RA// : mesure longitudinale sur le rectus abdominis, RA $\perp$  : mesure transverse sur le rectus abdominis, Lat// : mesure longitudinale sur les muscles latéraux, Lat $\perp$  : mesure transverse sur les muscles latéraux.



### **3.2.2.3. Évaluation de l'activité musculaire**

Un système d'électromyographie de surface ME 6000 (Mega EElectronics Ltd, Kuopio, Finlande) est utilisé pour vérifier la présence d'activité musculaire lors des activités réalisées par le volontaire. Des électrodes adhésives de surface (Ambu® Blue Sensor N, Ballerup, Danemark) sont placées sur la peau en regard des muscles rectus abdominis et obliquus externus.

### **3.2.3. Activités réalisées par les volontaires**

Le choix des activités s'inspire de situations physiologiques quotidiennes, d'actions demandées en consultation clinique pour le diagnostic des hernies et éventrations et également de la littérature (Vera-Garcia et al. 2007, Mc Cook et al. 2009).

#### **3.2.3.1. Position au repos, état de référence**

Le volontaire est installé sur un tabouret appuie-genoux. Il lui est demandé d'être assis, le dos vertical, de regarder droit devant et de maintenir cette position (Figure 51 – gauche). Afin de l'aider à contrôler sa position, un feedback postural est mis en place à l'aide d'une corde élastique tendue à l'avant au niveau du thorax et un contact lombaire à l'arrière. La consigne consiste à garder le contact avec ces éléments sans s'appuyer dessus.

#### **3.2.3.2. Sollicitation vers l'arrière**

Le volontaire porte un harnais thoracique auquel est attachée une masse de 5kg. La consigne est de résister à cette force horizontale tirant le buste vers l'arrière en contractant les muscles abdominaux (Figure 51 – droite). Cette activité vise à contracter plus particulièrement les muscles rectus abdominis. Afin d'obtenir une contraction importante des muscles et d'éviter qu'ils résistent à la charge en se penchant en avant, les volontaires se penchent en arrière avant que la charge soit appliquée de quelques degrés. Cette activité a été choisie pour représenter l'action de se relever de la position allongée. De la même manière que précédemment, la position penchée en arrière est repérée par une corde élastique pour faciliter le maintien de la position, lors des différentes mesures.

#### **3.2.3.3. Manœuvre de Valsalva**

La manœuvre de Valsalva est définie par une inspiration profonde, puis une expiration à glotte fermée. Il s'agit de contracter ses muscles en poussant, comme lors de la défécation. Lors de cette activité tous les muscles abdominaux doivent être sollicités : rectus abdominis et muscles latéraux. Le positionnement du sujet sur le siège est identique à la position de l'état de référence.

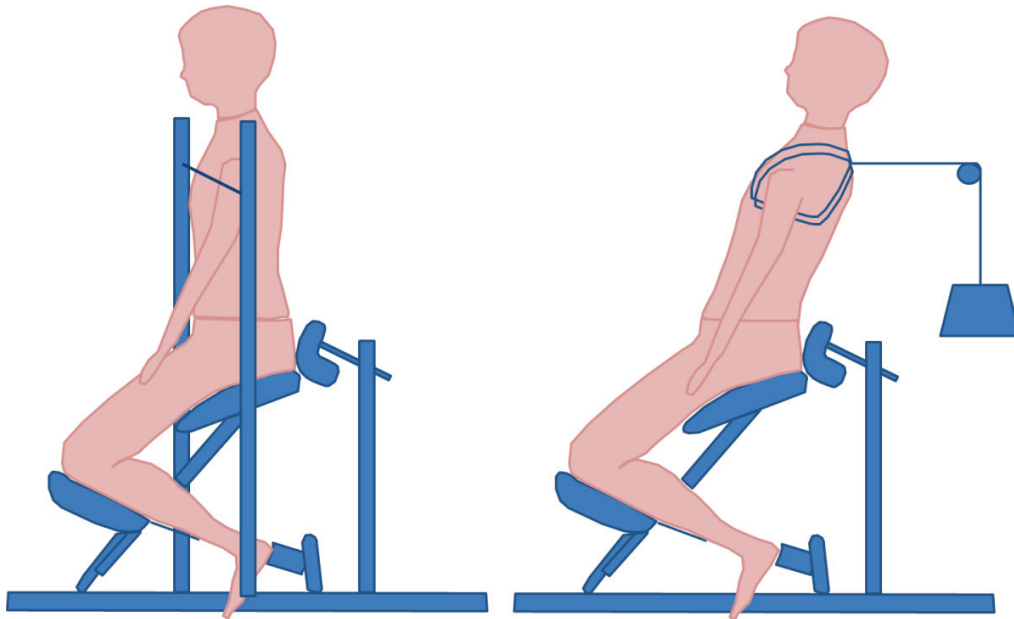


Figure 51. Position de référence (gauche) : Le sujet est assis sur un tabouret appuie-genoux. La corde élastique passant sur le thorax et le repose lombaire constituent des repères pour le maintien de la position de référence. Sollicitation vers l'arrière (droite) : La masse de 5 kg est attachée au harnais thoracique par une corde passant par une poulie.

#### 3.2.3.4. Toux

Il est demandé aux volontaires de tousser plusieurs fois de suite. Le positionnement du sujet sur le siège est identique à la position de l'état de référence. L'intérêt est d'obtenir une sollicitation dynamique importante.

#### 3.2.3.5. Respiration abdominale

Cette activité consiste à inspirer en gonflant l'abdomen et expirer en creusant l'abdomen. Lors des respirations, les volontaires ont pour consigne de contracter leurs muscles abdominaux le moins possible. L'objectif est d'effectuer des mesures dans un état faiblement contracté.

### 3.2.4. Déroulement du protocole

Le développement du protocole s'est déroulé en deux étapes : session A puis session B.

#### 3.2.4.1. Protocole de la session A

L'accueil d'un volontaire débute par un entretien avec le médecin collaborant à l'étude. Ce dernier vérifie que les critères d'inclusion et d'exclusion à l'étude sont remplis.

Après signature des formulaires de consentement et des documents administratifs pour l'indemnisation, le volontaire se met en sous-vêtements.

Des mesures anthropométriques sont effectuées (Figure 52) :

- Poids
- Taille
- Circonférence de l'abdomen au niveau des épinos iliaques antéro-supérieures (EIAS)
- Circonférence de l'abdomen au niveau de l'ombilic
- Circonférence de l'abdomen au niveau des dernières côtes
- Largeur de l'abdomen au niveau des EIAS
- Largeur de l'abdomen au niveau de l'ombilic
- Largeur de l'abdomen au niveau des dernières côtes
- Largeur antéro-postérieure au niveau de l'ombilic
- Distance xyphoïde-pubis, debout
- Distance xyphoïde-pubis, assis
- Distance entre les EIAS

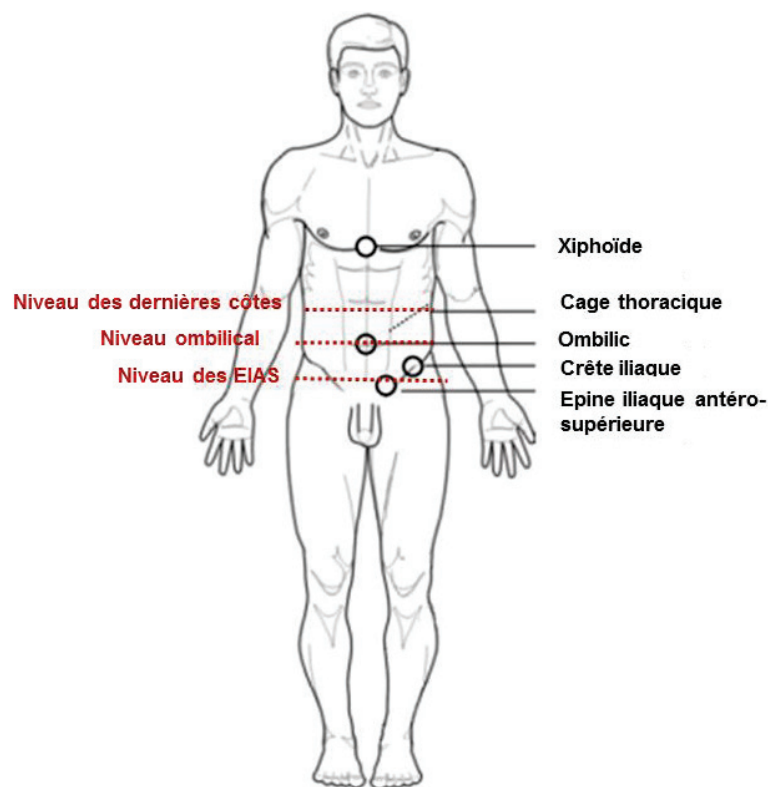


Figure 52. Mesures anthropométriques

Ensuite le volontaire s'installe sur le tabouret appui-genoux. Après la mise en place des cibles sur les repères osseux et abdominaux, et des électrodes de surface EMG, les mesures dans la position de référence sont réalisées :



- Acquisition de la géométrie externe de la paroi abdominale par scanner laser 3D
- Acquisition de la géométrie interne de la paroi abdominale par balayages échographiques, avec vidéo pour suivre la position de la sonde et EMG
- Mesures d'élasticité sur le rectus abdominis ( $RA_{//}$ ,  $RA_{\perp}$ ) et sur les muscles latéraux ( $Lat_{\perp}$ )
- Mesures de la raideur locale sur la linea alba ( $LA_{\perp}$ ), avec vidéo et EMG

Puis, le sujet est équipé du harnais et les mesures pendant une sollicitation vers l'arrière sont effectuées :

- Acquisition de la géométrie interne de la paroi abdominale par balayages échographiques, avec vidéo et EMG
- Mesures d'élasticité sur le rectus abdominis ( $RA_{//}$ ,  $RA_{\perp}$ ) et sur les muscles latéraux ( $Lat_{\perp}$ )
- Mesures de la raideur locale sur la linea alba ( $LA_{\perp}$ ), avec vidéo et EMG

L'activité suivante est la toux :

- Acquisition vidéo et EMG seulement, car l'activité est trop rapide pour effectuer d'autres mesures

Pour finir les mesures effectuées pendant la manœuvre de Valsalva sont les suivantes :

- Acquisition vidéo et EMG
- Mesures d'élasticité sur le rectus abdominis ( $RA_{//}$ ,  $RA_{\perp}$ ) et sur les muscles latéraux ( $Lat_{\perp}$ )
- Mesures de la raideur locale sur la linea alba ( $LA_{\perp}$ ), avec vidéo et EMG

Pour les mesures lors de la sollicitation vers l'arrière et la manœuvre de Valsalva, le volontaire maintient les activités aussi longtemps que possible. Dès qu'il relâche l'activité, les acquisitions sont arrêtées. Elles sont redémarrées après un temps de pose, lorsque le volontaire répète l'activité. Le nombre de répétitions nécessaires à l'enregistrement de toutes les mesures dépend de la capacité de chaque volontaire à maintenir les contractions musculaires.

### **3.2.4.2. Protocole de la session B**

Cette seconde session de mesures a été mise en place pour compléter les données acquises lors de la session A. Parmi les activités, la sollicitation vers l'arrière a été retirée du protocole, car elle n'était pas adaptée à toutes les corpulences des volontaires. En effet, cette activité demandait peu d'effort pour les sujets les plus corpulents. Il aurait fallu moduler la masse en fonction des volontaires. D'autre part, l'intégration de la respiration abdominale dans le protocole permettait de recueillir des données pour une activité demandant un niveau d'effort faible. Ainsi, le jeu de données pour les participants aux deux sessions comprend des caractéristiques sur un panel d'activités requérant différents niveaux d'activité musculaire.

De plus, réitérer les mesures pour des activités connues permettrait d'évaluer la reproductibilité des examens.

Lors de cette seconde session, le déroulement est également modifié, afin d'améliorer le confort des volontaires et leur permettre de plus longues phases de repos entre les activités contractant les muscles.

Tout d'abord les acquisitions des géométries internes sont réalisées par balayages échographiques, avec vidéo et EMG :

- Dans la position de référence au repos
- Pendant la manœuvre de Valsalva
- Pendant la respiration abdominale, à la fin de l'inspiration lorsque l'abdomen est le plus gonflé

Puis, les mesures de raideurs locales sont effectuées sur la linea alba (LA<sup>⊥</sup>), le muscle rectus abdominis (RA<sup>⊥</sup> et RA//) et sur les muscles latéraux (Lat<sup>⊥</sup> et Lat//) :

- Dans la position de référence au repos
- Pendant la manœuvre de Valsalva

Enfin, des acquisitions vidéo et EMG sont enregistrées pendant l'activité de respiration abdominale.

Les différentes mesures effectuées au cours des deux sessions A et B sont résumées dans le Tableau 10.

**Tableau 10. Synthèse des mesures réalisées au cours des protocoles A et B**

Activités Acquisitions		PROTOCOLE A				PROTOCOLE B		
		repos	sollicitation vers l'arrière	manœuvre de Valsalva	toux	repos	respiration abdominale	manœuvre de Valsalva
Anthropométrie		oui	-	-	-	-	-	-
Géométrie interne		oui	oui	-	-	oui	oui	oui
Géométrie externe		oui	-	-	-	-	-	-
Déplacement externe		oui	oui	oui	oui	oui	oui	-
Elasticité		oui	oui	oui	-	oui	oui	oui
Raideur locale	Linea alba	oui	oui	oui	-	oui	-	oui
	Muscles	-	-	-	-	oui	-	oui
EMG		oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui

### **3.2.5. Traitement et analyse des données**

#### **3.2.5.1. Surface externe de la paroi abdominale**

Le travail effectué sur les acquisitions scanner consiste à repositionner les parties scannées entre elles et fusionner, afin de ne créer qu'une surface. Ceci est réalisé à l'aide du logiciel ScanStudioHD.

#### **3.2.5.2. Géométrie interne**

Afin de reconstruire la géométrie interne de la paroi abdominale à partir des balayages d'images échographiques, plusieurs étapes sont nécessaires.

Pour chaque image échographique, le contour des structures suivantes est défini manuellement avec le logiciel Imod :

- Peau
- Muscle rectus abdominis droit
- Muscle rectus abdominis gauche
- Muscle obliquus externus droit
- Muscle obliquus internus droit
- Muscle transversus abdominis droit
- Peritoneum

Les coordonnées des points constituant les contours sont exprimées dans le repère image échographique. L'objectif de la reconstruction est d'exprimer ces points dans le repère externe (caméras).

Pour se faire, à chaque acquisition d'image échographique, une acquisition vidéo est simultanément enregistrée. Sur ces acquisitions vidéo, les mires des quadripodes de la sonde sont suivies à l'aide du logiciel VIC3D. Les coordonnées de ces mires, exprimées dans le repère caméra permettent de positionner la sonde pour chaque image échographique.

Un repère intermédiaire lié à la sonde est utilisé afin d'exprimer les points physiques de la sonde par rapports auxquels se positionnent les images échographiques (Figure 53).

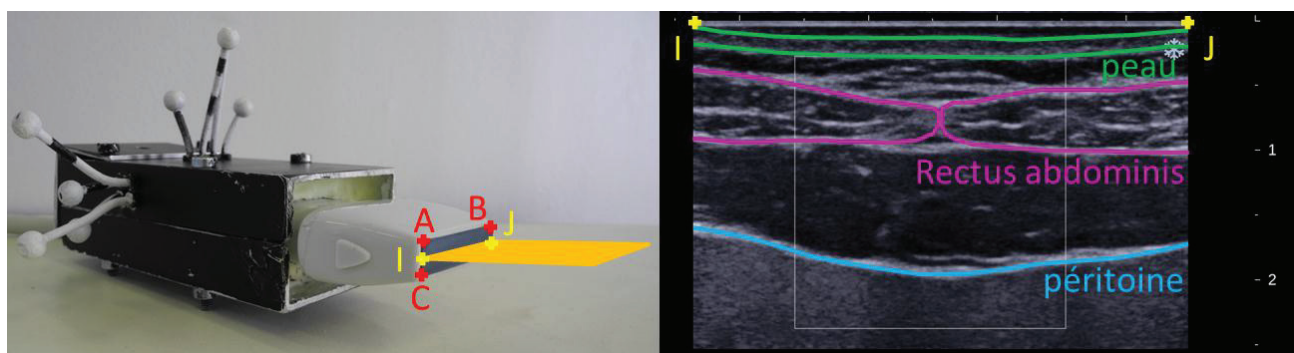


Figure 53. Correspondance points sur la sonde et points sur l'image échographique

### 3.2.5.3. Déplacement de la paroi abdominale

Les marqueurs abdominaux et osseux placés sont suivis à l'aide du logiciel VIC3D sur les enregistrements vidéo de la manœuvre de Valsalva, la toux et la respiration abdominale. Les coordonnées 3D des marqueurs n'ont pas fait l'objet d'analyses approfondies dans le cadre de cette thèse et ont été transmises à l'équipe en charge de la modélisation.

### 3.2.5.4. Élasticité

Les cartes de module de cisaillement sont segmentées manuellement avec le logiciel Imod. Pour chaque structure musculaire, un contour est réalisé pour isoler le muscle étudié et le module de cisaillement moyen à l'intérieur de chaque contour est calculé grâce à un logiciel développé au sein du laboratoire.

### 3.2.5.5. Raideur locale

La raideur locale est analysée dans la thèse de Florence Podwojewski au chapitre 4 (pages 98-100).

Les coordonnées 3D des marqueurs situés sur la sonde échographique proviennent de l'analyse des films vidéo avec le logiciel de corrélation d'images Vic 3D.

Lors des mesures, les sujets ont légèrement bougé. Ainsi le déplacement du sujet au niveau du sternum est retiré afin de récupérer uniquement le déplacement de la sonde par rapport la paroi.

Au cours des mesures, la force est recueillie par le capteur d'effort. Ainsi les courbes de la force en fonction de la norme du déplacement de la sonde sont tracées (Figure 54). A partir de ces courbes, la raideur locale en N/mm a été déterminée.

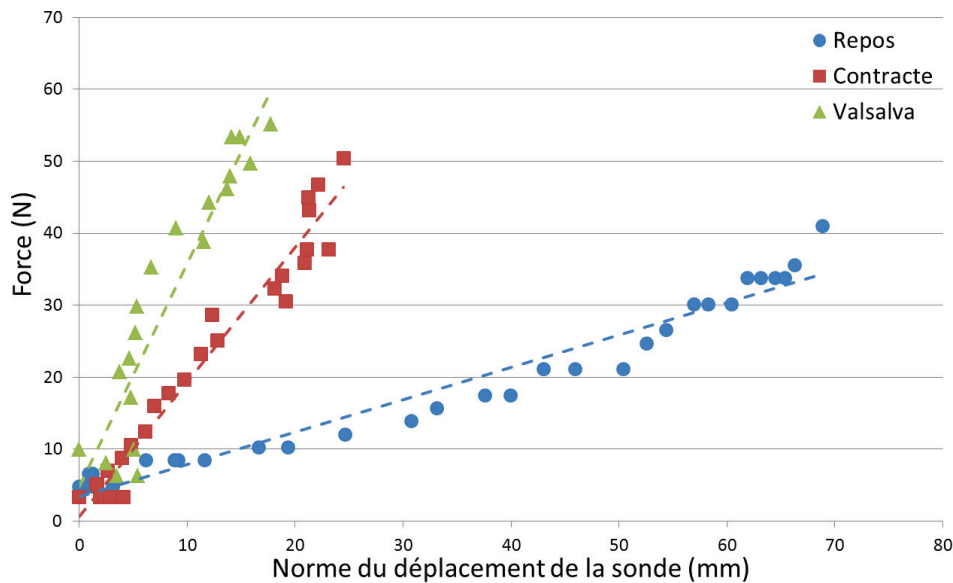


Figure 54. Exemple de courbe force-déplacement

### 3.2.5.6. Analyse statistique

L'analyse statistique permet d'évaluer la significativité des effets de l'activité, de la localisation et de l'orientation de la mesure. Le test non-paramétrique de Wilcoxon pour échantillons appariés est utilisé avec  $p < 0.05$  indiquant une différence significative.

Lorsqu'aucune différence n'est trouvée entre les jeux de donnée des sessions A et B, la reproductibilité est calculée selon la formule de Glüer et al. (1995) :

$$CV = \sum_{j=1}^m \frac{d_j}{x_j} \text{ où } m \text{ est le nombre de sujets (ici } m = 7), d_j \text{ est la différence absolue entre la mesure de la}$$

session A et B,  $x_j$  est la moyenne des mesures A et B calculée pour chaque sujet.

Le test de Spearman est utilisé pour tester la corrélation entre les mesures d'élasticité et les raideurs locales. Ce test pose comme hypothèse nulle ( $H_0$ ) que les variables ne sont pas corrélées.  $p$  est la probabilité de rejeter  $H_0$  alors que  $H_0$  est vraie (risque de première espèce). Le degré de significativité est fixé à  $p < 0.05$ . Si  $p < 0.05$ ,  $H_0$  est rejetée et les variables sont statistiquement corrélées tandis que si  $p > 0.05$ , on ne peut pas rejeter  $H_0$  et les variables ne sont pas statistiquement corrélées.

## 3.3. Résultats

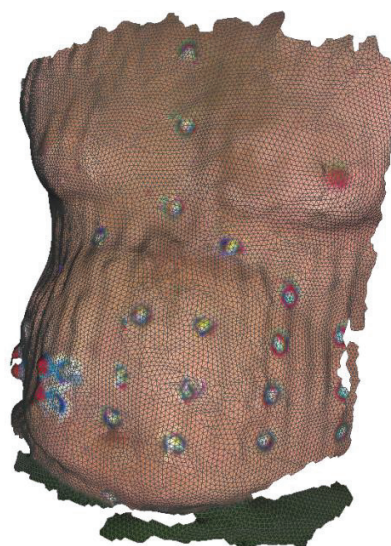
### 3.3.1. Géométrie

Le Tableau 11 présente les mesures anthropométriques pour chaque volontaire.

**Tableau 11. Caractéristiques et mesures anthropométriques des sujets volontaires. Les sujets surlignés en bleu ont participé aux deux sessions (A et B)**

N°sujet	Sexe	Age	Taille (m)	Poids (kg)	BMI	Circonférence (cm )			Distance (cm)			Largeur (cm)			
						EIAS	Ombilic	dernières côtes	Xiphoïde-Pubis debout	Xiphoïde-Pubis assis	Entre les EIAS	EIAS	Ombilic	dernières côtes	antéro postérieure
S_01	M	53	1,69	73,3	25,7	92	90	88,5	31	20	34	30	31	29	23,5
S_02	M	43	1,69	63,6	22,4	81,5	80	79,5	31	25	26	27,5	26,5	25	21
S_03	F	57	1,61	55,2	21,4	87	67	68,5	24	22	27	30	26	24	17,5
S_04	F	40	1,61	61,4	23,7	87	74	73,5	31	25	30	30,5	27	25,5	18
S_05	M	51	1,72	86,9	29,4	99	103	93	34	28	37	33	33	29,5	26,5
S_06	M	42	1,64	66,8	24,8	88	92	87	28	23	31	28	29,5	26	23,5
S_07	M	50	1,73	68	22,7	84	81,5	79	25	18	29	29	28	26,5	20
S_08	M	42	1,75	64,2	21	83	81	82	26	22	30	27,5	27,5	25,5	19
S_09	M	48	1,79	73,9	23,1	86	86	83	29	25	35	28,5	28	28	20
S_10	M	62	1,69	67,8	23,7	88	86	85	26	21	28	29,5	29	26,5	21,5
S_11	F	46	1,62	56,4	21,6	85,5	70,5	69	30	23	26	31	26	23,5	17,5
Moyenne		48,5	1,68	67	23,6	87,4	82,8	80,7	28,6	22,9	30,3	29,5	28,3	26,3	20,7
Ecart type		6,6	0,1	8,5	2,3	4,6	9,8	7,5	3,0	2,6	3,5	1,6	2,1	1,8	2,7

Une illustration de maillage géométrique de la surface externe de la paroi antéro-latérale obtenue à partir du laser scanner est présentée en Figure 55. Des ondulations de faible amplitude parallèle au laser du scanner et donc perpendiculaires à la direction de scan étaient visibles sur certains des scans. Elles ont été attribuées au mouvement de la peau lors de la respiration du sujet.



**Figure 55. Maillage géométrique de la paroi externe.**

Les données géométriques internes de la paroi abdominale (contours des structures obtenus sur les images échographiques) ont été repositionnées sur ces données 3D externes grâce au suivi de la sonde échographique (illustration Figure 56 et Figure 57).

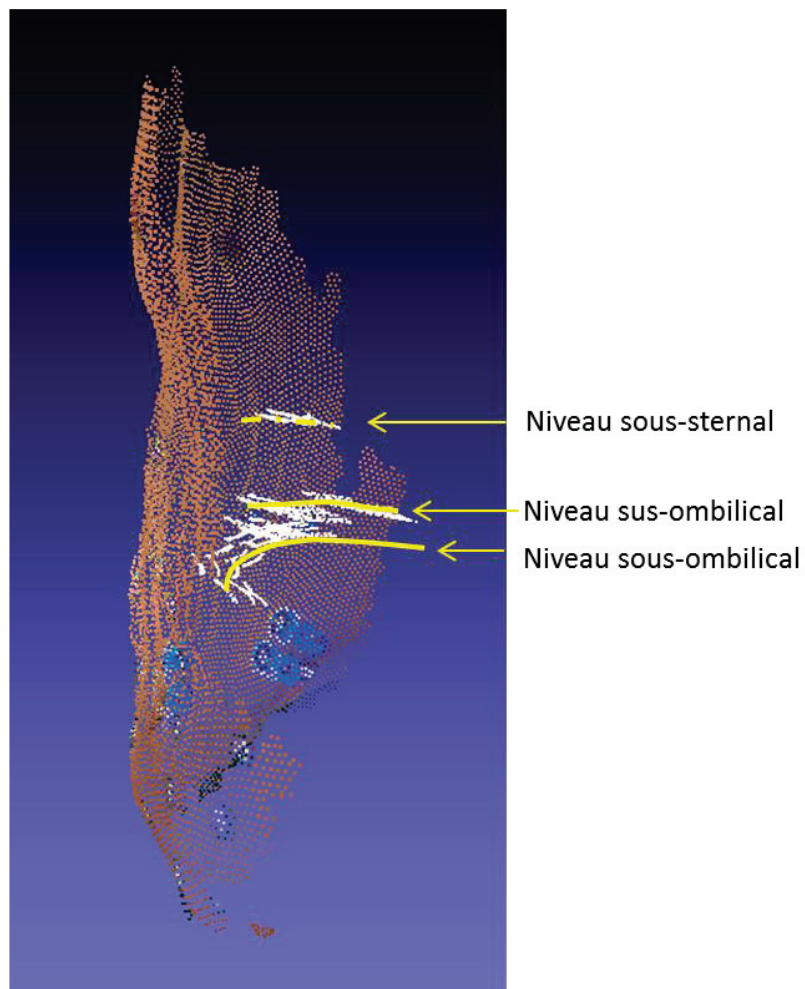


Figure 56. Géométrie de la paroi abdominale, vue de profil : recalage de la surface externe issue du scan et de contours internes issus des échographies

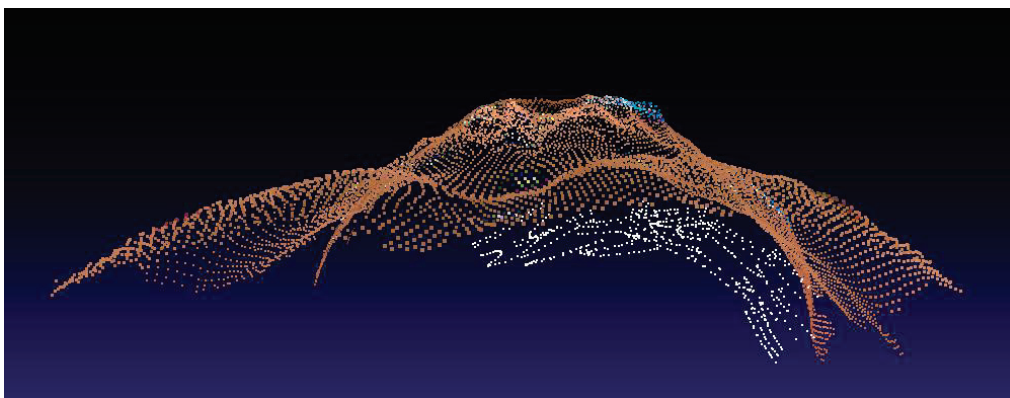


Figure 57. Géométrie de la paroi abdominale, vue transverse : recalage de la surface externe issue du scan et de contours internes issus des échographies



### 3.3.2. Modules de cisaillement des muscles

Les résultats concernant la reproductibilité sont résumés en Figure 58 pour les mesures sur le rectus abdominis. Aucune différence significative n'est trouvée entre les sessions A et B, sauf au repos pour la mesure longitudinale. Les coefficients de variation au repos sont de 59% en transverse et 72% en longitudinal. Pour les muscles latéraux (Figure 59), aucune différence significative n'est trouvée entre les sessions A et B, excepté pour le transversus abdominis au repos. Les coefficients de variation pour l'obliquus externus, l'obliquus internus et le transversus abdominis sont respectivement de 48%, 26% et 37%.

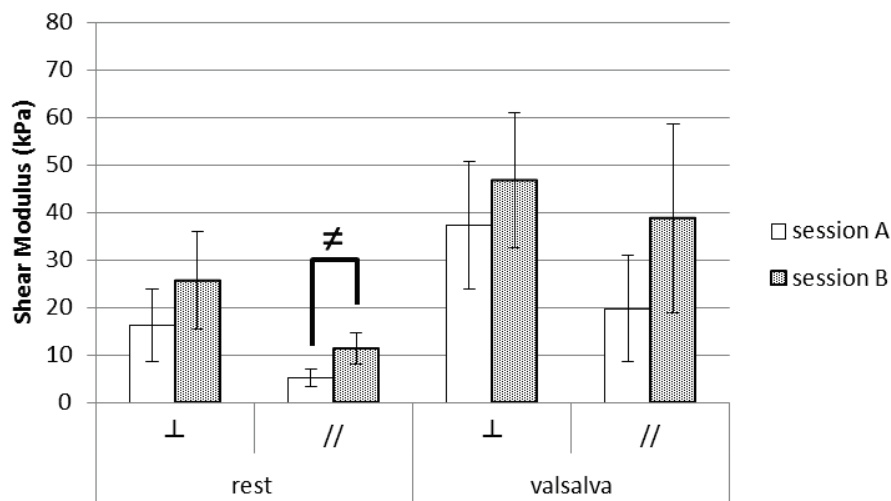


Figure 58. Comparaison de la mesure d'élasticité sur le rectus abdominis entre sessions A et B

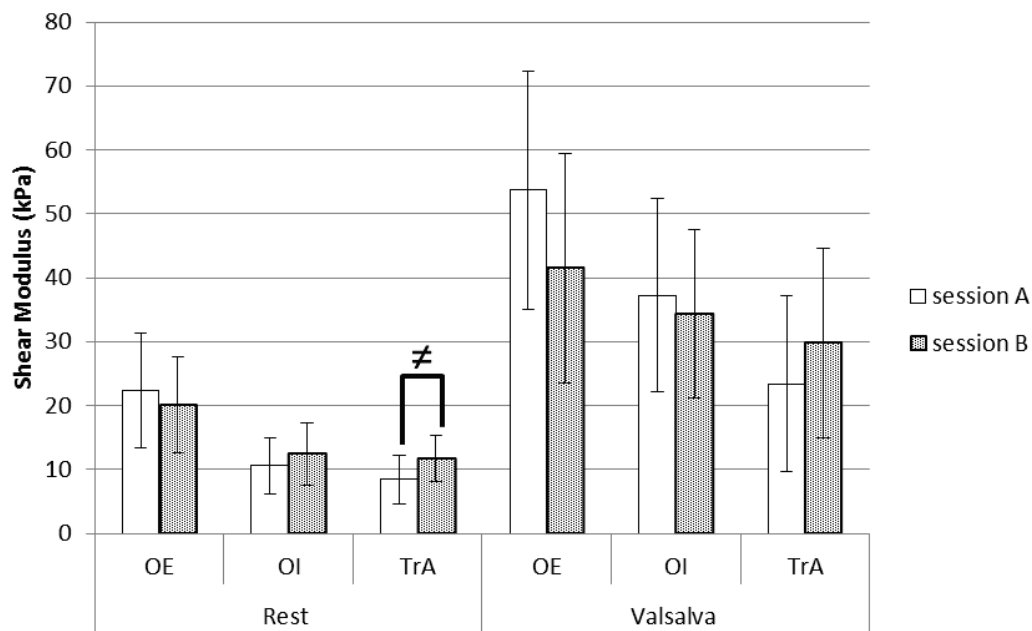


Figure 59. Comparaison de la mesure d'élasticité sur les muscles latéraux entre sessions A et B. OE : obliquus externus OI : obliquus internus et TrA : transversus abdominis

Le module de cisaillement mesuré longitudinalement sur le rectus abdominis au repos (5 kPa à la session A et 11 kPa à la session B) est significativement différent des mesures en sollicitation vers l'arrière (17 kPa), lors de la respiration abdominale (17 kPa) et de la manœuvre de Valsalva (20 kPa à la session A et 39 kPa à la session B) (Figure 60).

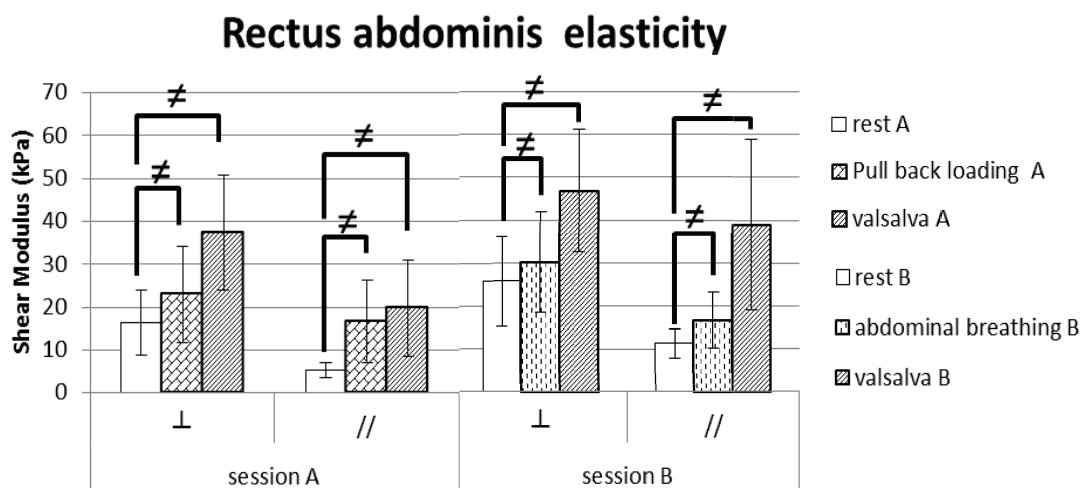


Figure 60. Elasticité (moyenne +/- 1 écart type) du rectus abdominis

La moyenne des modules de cisaillement des muscles latéraux est représentée dans la Figure 61. Pour chaque muscle latéral, on trouve une différence significative entre le repos et la manœuvre de Valsalva (session A et B). Pour les muscles OE, OI et TrA, les valeurs moyennes au repos sont respectivement de 22, 10 et 8 kPa à la session A et de 20, 12 et 12 kPa à la session B. Durant la manœuvre de Valsalva, ces valeurs augmentent et atteignent les valeurs suivantes : 47, 32 et 20 kPa à la session A et 42, 34 et 30 kPa à la session B. Une différence significative est également observée entre la sollicitation en arrière (31, 12, 8 kPa) et la manœuvre de Valsalva (session A). En revanche pour ces muscles, les différences entre sollicitations en arrière et repos ne sont pas significativement différentes.

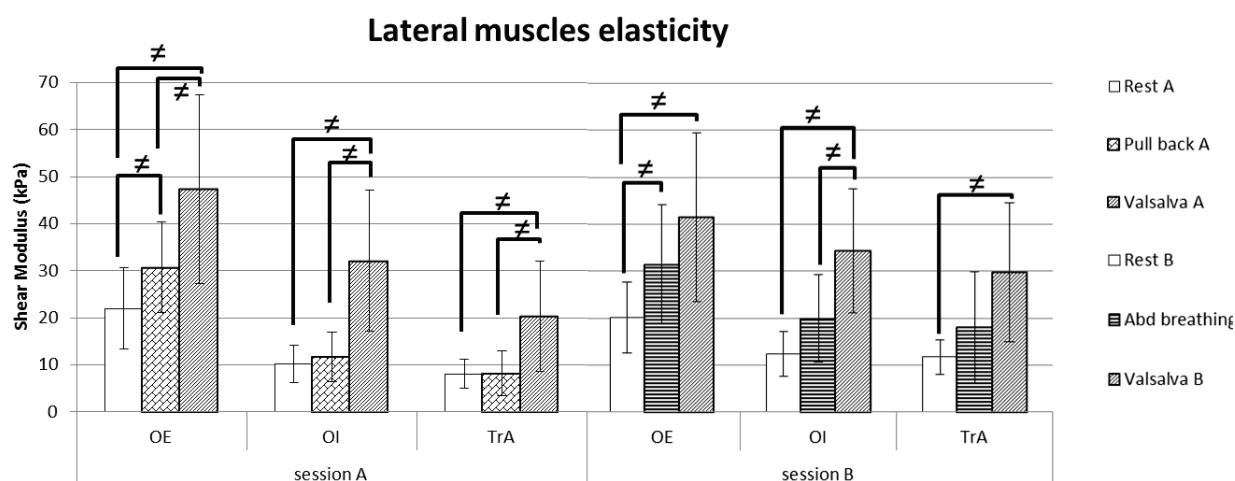


Figure 61. Elasticité (moyenne  $\pm$  1 écart type) des muscles latéraux. OE : obliquus externus, OI : obliquus internus, TrA : transversus abdominis

Concernant l'anisotropie, la comparaison est faite uniquement pour le muscle rectus abdominis pour lequel les mesures longitudinales et transverses sont parallèles et perpendiculaires aux fibres musculaires. Les résultats montrent une différence significative entre les deux directions pour toutes les activités, excepté pour la sollicitation vers l'arrière. Le module moyen de cisaillement est plus élevé dans la direction transverse que dans la direction longitudinale. Le ratio est de 2.6 au repos, et de 1.8, 1.5 et 1.4 respectivement pour la respiration abdominale, la manœuvre de Valsalva et la sollicitation vers l'arrière.

### 3.3.3. Corrélation entre raideur locale et module de cisaillement

A partir des données issues de la session B, le test de Spearman est appliqué pour étudier la corrélation entre le module de cisaillement d'une structure musculaire et la raideur locale. Aucune corrélation n'a été trouvée au repos, ni lors de la manœuvre de Valsalva. Les Figure 62 et Figure 63 montrent les nuages de points correspondant aux deux grandeurs.

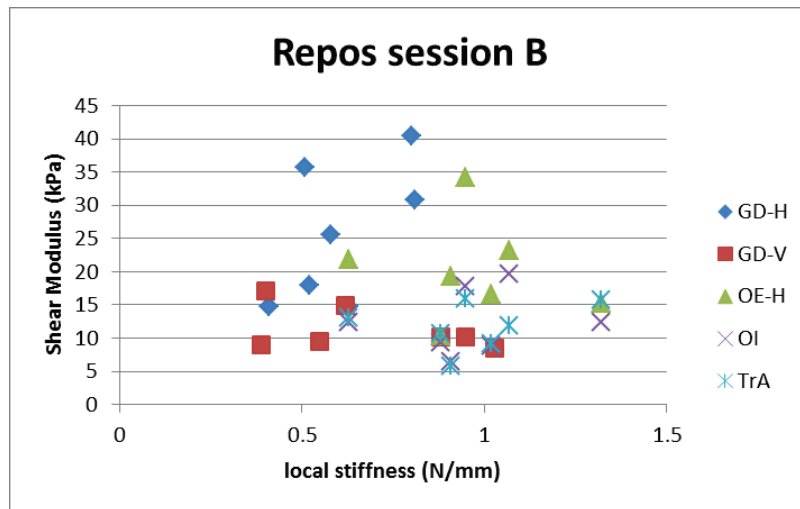


Figure 62. Corrélation entre raideur et module de cisaillement au repos

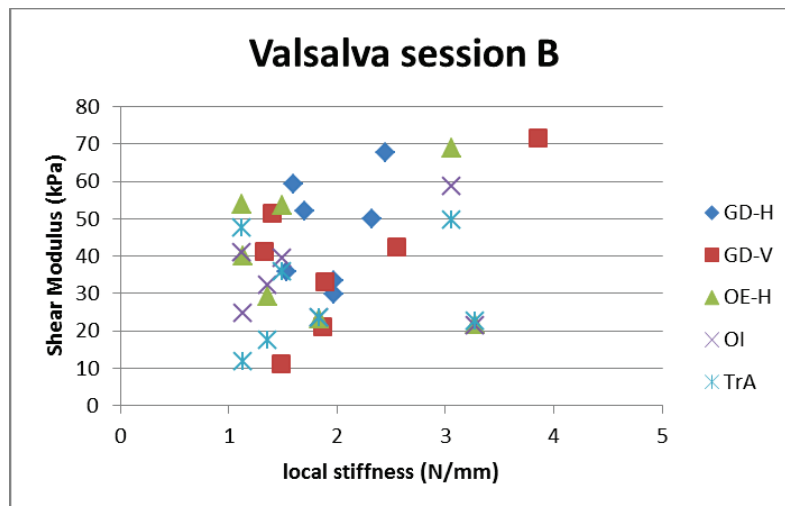


Figure 63. Corrélation entre raideur et module de cisaillement sous Valsalva

### 3.3.4. Évaluation des activités musculaires et EMG

Au cours de nos examens, des problèmes d'interférence entre la sonde et les électrodes EMG ont parfois été rencontrés. De plus, l'utilisation de gel échographique a parfois humidifié les électrodes et ainsi altéré les enregistrements.

Quand cela était possible, les signaux EMG enregistrés pendant les activités ont été comparés aux signaux enregistrés au repos. Leur fonction était d'aider à la détection de la présence ou de l'absence d'activité musculaire (signal tout ou rien), sans viser une information quantitative. Des exemples obtenus sur le même sujet sans déplacer les EMG sont présentés sur les Figure 64 et Figure 65. Dans l'ensemble, la manœuvre de Valsalva et de la toux ont conduit à des augmentations d'activation pour tous les muscles (par rapport au repos) alors que cela était beaucoup moins clair pour la respiration abdominale et la sollicitation vers l'arrière.

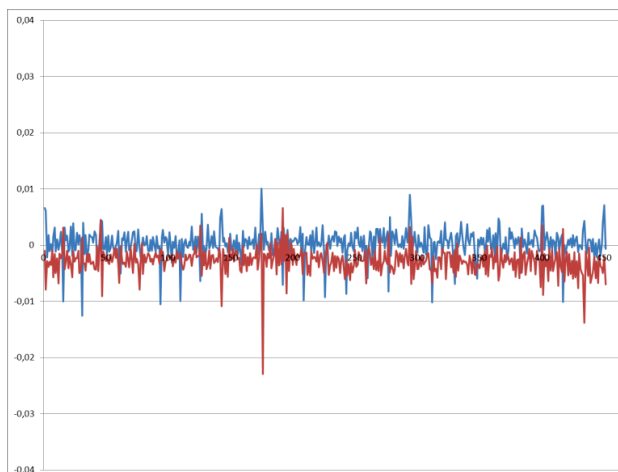


Figure 64. Signal EMG au repos. En bleu l'obliquus externus et en rouge le rectus abdominis

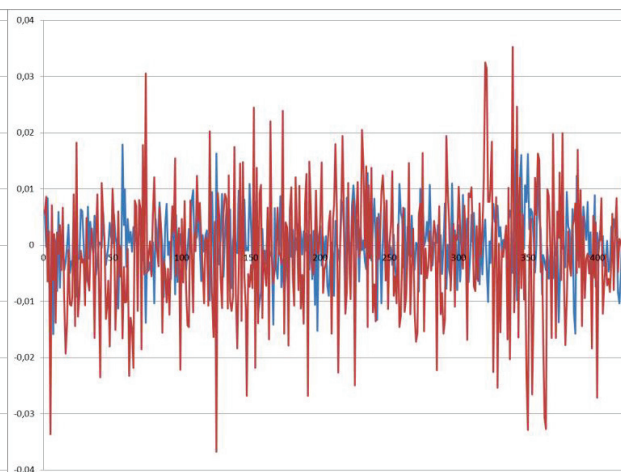


Figure 65. Signal EMG pendant la manoeuvre de Valsalva (même sujet, session et électrodes que sur la figure ci-contre). En bleu l'obliquus externus et en rouge le rectus abdominis. Le changement d'amplitude des signaux semble indiquer l'implication de tous les muscles dans l'activité.

### 3.4. Discussion

Les essais ont été conduits avec succès sur tous les volontaires lors de la session A (11 sujets) et de la série B (7 sujets parmi ceux de la session A). La modification du protocole entre les sessions a permis de changer une des activités, réduire le temps de mesure, et de le rendre ainsi plus adapté aux examens sur des patients. Dans l'ensemble, les instructions ont été en apparence bien comprises par les sujets comme illustré par les résultats EMG.

Chacun des résultats sera discuté plus spécifiquement ci-après, à l'exception des données géométriques qui ont uniquement été collectées à des fins de modélisation numérique.

#### 3.4.1. Reproductibilité de la mesure élastographique

Pour les deux sessions A et B, les mêmes conclusions peuvent être tirées sur l'effet des activités et sur l'anisotropie. Toutefois, les coefficients de variation issus de cette étude sont très élevés (59%, 72%, 48%, 26% et 37% respectivement pour les rectus en transverse et longitudinal, l'obliques externus, l'obliques internus et le transversus abdominis). La reproductibilité de mesures élastographiques a été étudiée par Lacourpaille et al. (2012). Ils ont effectué des mesures sur 9 muscles au repos et ont observé une reproductibilité inter-opérateur de 3.5 à 11.5%, ce qui est beaucoup plus faible que pour la présente étude. Ceci peut être dû aux différences des muscles étudiés. Les muscles abdominaux sont des muscles plats dont la fonction primaire est le maintien du tronc tandis que les muscles étudiés par Lacourpaille et al. sont des muscles fusiformes et penniformes actionnant le mouvement des membres. La variabilité est également due à des facteurs liés au protocole expérimental. La variabilité inter-opérateur entre les deux sessions A et B pourrait s'expliquer par les données partielles disponibles sur l'effort transmis à la sonde. Elles suggèrent que l'opérateur de la session B a appuyé plus que le premier opérateur de la session A. L'étude de Kot et al. 2012 montre que la valeur de module de cisaillement mesurée augmente avec l'effort transmis sur la sonde. Le contrôle de la localisation de la mesure mérite également une attention particulière. Sur le rectus abdominis par exemple, le positionnement sur une intersection tendineuse ou un ventre musculaire, ou la variation latérale de la position (du bord latéral au bord médian) peut affecter la mesure. La différence de posture entre les sessions A et B (bras le long du corps ou sur des accoudoirs, position du pelvis) peut également influencer sur les mesures. Contrairement aux muscles des membres pour lesquels un relâchement peut être plus facile à contrôler, les muscles de la paroi sont des muscles posturaux qui sont toujours en activité. En dehors de situations où ces muscles sont curarisés, ils ne sont jamais totalement relâchés. Une variabilité est donc à attendre en fonction de l'état de relaxation et de la stratégie utilisée par le sujet pour maîtriser sa posture. Tous ces paramètres sont donc à prendre en compte pour de futures mesures.

#### 3.4.2. Valeurs de module de cisaillement et effet de la contraction

Une grande variabilité a été observée pour les valeurs de module de cisaillement. Pour les mesures transverses sur le rectus abdominis, le module moyen pour les deux sessions est de 20.0 [6.4 - 40.4] kPa au repos et 41.0 [15.5 - 67.7] kPa lors de la manœuvre de Valsalva. Pour les mesures longitudinales, elles sont de 7.6 [3.6 – 17.1] kPa au repos et 27.2 [5.5 – 71.7] lors de la manœuvre de Valsalva.

En l'absence de valeurs du même type sur les muscles abdominaux dans la littérature, des comparaisons ont été faites avec des muscles d'autres régions anatomiques. Gennisson et al. (2010) et Nordez et al. (2010) ont étudié le biceps brachii avec l'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement et ont montré l'effet de l'activité musculaire sur le module de cisaillement mesuré par élastographie. Ils rapportent respectivement des modules de cisaillement dans la direction parallèle aux fibres musculaires de 4.0 kPa pour  $n=1$  et 11.3 kPa en moyenne ( $n=6$ ) au repos et de 36.6 kPa ( $n=1$ ) et 43.7 kPa ( $n=6$ ) dans un état contracté. Pour la mesure longitudinale sur le rectus abdominis au repos, nous obtenons un module de cisaillement moyen 5.2 kPa (session A) et 11.3 kPa (session B) qui est cohérent avec les données rapportées au repos. Les valeurs sous Valsalva (19.8 kPa pour la session A et 38.9 kPa pour la session B) sont les plus proches des valeurs obtenues par Gennisson *et al.* et Nordez *et al.* pour le biceps contracté.

Pour les muscles latéraux, les valeurs moyennes au repos pour les muscles OE, OI et TrA sont respectivement 22.0, 10.3 et 8.1 kPa (session A) et 20.1, 12.4 et 11.7 kPa (session B). Le module de cisaillement est plus élevé pour les muscles latéraux que pour le rectus abdominis ou le biceps brachii. La raison de ces différences n'est pas certaine, mais elle pourrait être expliquée par le rôle de maintien de la posture des muscles abdominaux. L'état au repos considéré dans notre étude (position assise) ne peut pas être considéré comme un état aussi relâché qu'un muscle des membres au repos.

Les résultats sur l'effet de l'activité semblent cohérents avec la nature des activités et les activités musculaires attendues. La sollicitation en arrière stimule principalement les rectus abdominis et peu les muscles latéraux. La manœuvre de Valsalva implique la contraction de tous les muscles abdominaux : rectus et latéraux. Comparée aux autres activités, la respiration abdominale stimule faiblement les muscles abdominaux.

Malgré la faible épaisseur des muscles abdominaux et la présence de gaines relativement rigides, les résultats de la présente étude semblent donc cohérents avec ceux de la littérature. Ils suggèrent que l'élastographie pourrait fournir un moyen d'évaluer la présence d'activation musculaire, et qu'il est possible de mesurer un module qui pourrait être en rapport avec l'intensité de la contraction des muscles de la paroi. Cela pourrait avoir un intérêt à la fois pour des objectifs de modélisation et de compréhension des comportements musculaires dans cette zone qui est délicate à étudier.

### **3.4.3. Élasticité et anisotropie**

Les résultats montrent le caractère anisotropique du rectus abdominis et indiquent des valeurs plus importantes dans la direction transverse que dans la direction longitudinale. Les résultats de l'élastographie sur le rectus abdominis *ex vivo* n'ont pas montré de différence significative entre les directions transverses et longitudinales. Les résultats de la présente étude peuvent donc paraître surprenants de prime abord, mais il doit être rappelé (voir chapitre III) qu'il n'y a pas de consensus sur



cette anisotropie selon la littérature. De plus, dans cette étude *in vivo*, les muscles se trouvent en situation de chargement physiologique qui diffère de la configuration *ex vivo*.

On observe un ratio d'anisotropie entre transverse et longitudinal plus important pour les états les plus relâchés (2.6 au repos et 1.8 en respiration abdominale que pour les états les plus contractés (1.5 pour la manœuvre de Valsalva et 1.4 pour sollicitation vers l'arrière).

Gennisson et al. (2010) observent des résultats opposés sur le biceps brachii d'un volontaire. Ils rapportent des valeurs plus importantes dans la direction longitudinale (8 kPa au repos et 36.6 kPa en contracté) que transverse (2 kPa au repos et 3 kPa en contracté). Ceci conduit à un ratio entre module transverse et longitudinal de  $1/3.5=0.29$  au repos et 0.09 dans un état contracté. Dans ce cas aussi, la contraction musculaire fait donc diminuer le ratio transverse sur longitudinal.

Une piste d'explication pour expliquer l'écart entre les deux muscles pourrait être la différence du type musculaire du rectus abdominis, son lien aux structures anatomiques environnantes et sa fonction. En effet le rectus abdominis est un muscle plat attaché au corps par des insertions osseuses (rebord sous-costal et pubis) mais également liés aux muscles latéraux par la continuité de la gaine des rectus avec les aponévroses des muscles latéraux. De la même manière il est lié à la linea alba du côté médial par la continuité de la gaine avec la linea alba (Axe et al. 2001). Finalement, tous ses bords sont connectés avec un autre tissu. Ses gaines sont relativement rigides et anisotropes avec des fibres transverses aux fibres musculaires. Le muscle et ses gaines sont de plus soumis à un chargement biaxial permanent – incluant donc une composante transverse – dû à la pression intra abdominale et à la contraction des muscles latéraux. La structure du biceps brachii est très différente, puisque qu'il s'agit d'un muscle fusiforme du membre supérieur ayant deux insertions osseuses à ses extrémités. Il n'est jamais sollicité en traction transverse. On pourrait donc s'attendre à ce que leur anisotropie soit différente.

#### **3.4.4. Corrélation entre raideur locale et élasticité**

Pour une localisation donnée, aucune corrélation n'a été trouvée entre la raideur locale et l'élasticité du ou des muscles sous-jacents à la localisation de la mesure. Il est à noter que la raideur locale représente la paroi abdominale avec toutes ses épaisseurs et que l'élasticité donne l'information uniquement pour le muscle seul. Il serait intéressant d'investiguer sur la comparaison de la variation d'épaisseur musculaire lors de la poussée sur la sonde à la valeur d'élasticité.

Ce résultat peut laisser penser que la raideur locale est plutôt liée à la pression intra-abdominale comme le montre l'étude de van Ramshorst et al. (2011), et que la pression abdominale n'est que partiellement déterminée par l'activation musculaire des muscles de la paroi.

#### **3.4.5. Activation musculaire et EMG**

Le repos, la manœuvre de Valsalva et la toux sont les activités généralement pour lesquelles la réponse – au niveau musculaire en particulier – a semblé bien correspondre à la consigne.

La sollicitation vers l'arrière est une activité plus problématique du fait de la masse unique utilisée, quelque soit la corpulence des volontaires.

Enfin, le suivi de la consigne pour la respiration abdominale est également incertain. En effet, lors de l'inspiration et donc du gonflement de l'abdomen, il est demandé de maintenir le gonflement maximal tout en étant musculairement relâché. Ces consignes sont difficiles à mettre en œuvre simultanément selon certains des volontaires. De plus, le rôle des muscles abdominaux dans les activités respiratoires est connu (Misuri et al. 1997, Kaneko et al. 2006). Les signaux EMG traduisant le niveau d'activation musculaire sont faibles et peuvent être ambigus à interpréter.

Pour ce qui est de l'EMG, en plus des problèmes liés au protocole, la qualité des signaux enregistrés, parfois mauvaise, est peut-être due à la contamination croisée des signaux entre les différents muscles abdominaux (Aldrich et al. 2004). De plus, les variations morphologiques individuelles (par exemple l'épaisseur du tissu adipeux sous-cutané) produisent des effets de filtrage variables (Aldrich et al. 2004).

### 3.5. Conclusion

Le protocole expérimental développé dans ce chapitre a permis d'observer et de mieux comprendre le comportement *in vivo* des muscles abdominaux. Il apporte aussi des données quantitatives qui peuvent être utilisées pour un effort de modélisation. L'évaluation de l'élasticité par élastographie ultrasonore par onde de cisaillement n'a encore jamais été menée sur les muscles abdominaux. Les résultats incluent des données sur des muscles structurellement et fonctionnellement différents des muscles des membres. L'effet de l'activité physiologique et de l'orientation de la mesure est montré et quantifié. Ainsi, les modules de cisaillement de tous les muscles abdominaux ont montré une augmentation significative lors de la manœuvre de Valsalva par rapport à la configuration au repos. Par ailleurs, pour le rectus abdominis, l'élasticité mesurée dans la direction transverse aux fibres est significativement plus élevée que dans la direction longitudinale. Le comportement anisotrope de ce muscle postural contraste avec les résultats rapportés pour les muscles des membres. L'anisotropie de l'élasticité diminue lorsque ce muscle est contracté. Dans l'ensemble, l'approche développée par élastographie pourrait donc constituer une alternative aux méthodes existantes. Ces dernières sont fondées sur l'observation externe, la géométrie musculaire obtenue à l'échographie et l'EMG. Elles permettent difficilement d'évaluer l'activité musculaire, en particulier celle des muscles profonds et organisés en plusieurs couches tels que les muscles latéraux de la paroi. Des travaux semblent toutefois encore nécessaires pour établir un lien entre les résultats quantitatifs de module de cisaillement (qui pourraient être représentatifs de l'activité musculaire) et les modèles. Un modèle numérique est développé parallèlement à ces expérimentations (par Covidien). Il s'appuie sur les données géométriques et les propriétés mécaniques associées.

L'organisation des deux sessions de mesures A et B a permis d'affiner le protocole expérimental pour les sollicitations demandées aux volontaires non-malades. Le déroulement du protocole de la session B a

été ajusté pour améliorer le confort des volontaires. La session B apporte des données complémentaires à la session A. Elle permet également d'évaluer la reproductibilité des mesures. Ceci contribue à la préparation du protocole adapté aux patients souffrant d'éventration. En effet, envisager d'appliquer le protocole expérimental sur un patient avant et après chirurgie implique une bonne reproductibilité. Les limites observées pour la reproductibilité de la mesure d'élasticité ouvrent des axes d'amélioration du protocole. L'effort transmis à la sonde, en particulier, pourra être mieux contrôlé ainsi que la localisation. Toutefois, la fonction posturale des muscles étudiés pourrait être une des causes des variations observées et un travail pourrait être nécessaire afin de développer des consignes ou activités plus reproductibles que la manœuvre de Valsalva par exemple. Ces activités devront être compatibles avec un contexte clinique.

## Chapitre IV : Caractérisation *in vivo* de la paroi abdominale de volontaires patients

### 4.1. Introduction

Un protocole d'examens a été développé avec des volontaires non malades dans le chapitre précédent. Il a permis de caractériser *in vivo* la paroi abdominale et de mettre en évidence l'effet d'activités physiologiques sur le module de cisaillement du muscle.

Cette phase de la recherche avait aussi pour objectif de préparer les examens avec des patients souffrant d'une éventration.

Les objectifs à long terme de ces examens sont d'évaluer l'effet de la chirurgie réparatrice sur la biomécanique de la paroi abdominale de patients souffrant d'éventrations. Il était donc prévu d'évaluer des patients avant la chirurgie et un an après, en documentant la technique chirurgicale. Dans le temps imparti dans cette thèse, le recrutement de patients a été très difficile malgré la prise de contact avec de nombreux chirurgiens. Les premiers recrutements ayant pu avoir lieu en mars 2013, seuls des examens pré-opératoires ont pu être menés.

Dans cette partie, un protocole allégé et adapté spécifiquement à des patients a donc été appliqué juste avant l'opération. Du fait du temps disponible et de la fatigue des patients, une durée d'examens courte est nécessaire. Les examens avec les volontaires non-malades avaient une durée moyenne de 3h pour la série A et 2h30 pour la série B. La durée maximum visée pour les examens des patients est de 2h, impliquant de réduire les acquisitions pouvant être effectuées.

En conséquence, les objectifs principaux de cette partie sont 1/ de mettre en œuvre les examens du chapitre précédent pour des patients avant la chirurgie, impliquant de limiter aux examens les plus importants et 2/ de mener une comparaison préliminaire des paramètres biomécaniques de la paroi abdominale avec les volontaires non-malades mesurés précédemment.

### 4.2. Matériels et Méthodes

#### 4.2.1. Les sujets volontaires patients

Quatre patients ont participé à l'étude. Deux patients P01 et P02 ont été examinés sur site hospitalier, la matinée de la chirurgie. Le patient P03 a participé à l'examen au laboratoire deux mois avant son opération et le patient P04 deux jours avant son opération. Le protocole pour les volontaires patients a reçu l'avis favorable du comité éthique (avis CPP Sud Est II 2011-030-2) et est autorisé par l'AFSSAPS (autorisation B110676-90), simultanément avec le protocole pour les volontaires non-malades.

Les critères d'inclusion et d'exclusion sont détaillés ci-après :

Critères d'inclusion

- Eventration longitudinale ou transversale au niveau de la linea alba
- Opération chirurgicale prévue par coelioscopie ou laparotomie

Critères d'exclusion

- Sujets sous-tutelle
- Femmes enceintes ou allaitantes
- Diastasis des muscles grands droits
- Pathologies respiratoires, hépatiques ou digestives
- Pathologies neurologiques ou musculaires
- Pathologies du tissu conjonctif
- Traitement myorelaxant
- Traitement par corticoïdes
- Traitement par immunosuppresseurs

#### 4.2.2. Équipements d'essais et mesures

Les examens lors de cette phase sont identiques à ceux mis en œuvre pour la phase avec les volontaires non-malades. Les équipements d'essai et les activités demandées sont décrits dans le chapitre précédent (Chapitre III., 3.2. Matériels et méthodes).

Une amélioration a été apportée pour les mesures par élastographie. L'effort appliqué sur la sonde a été enregistré pour les patients P02 P03 et P04. L'expérimentateur dispose d'un retour sur la valeur d'effort en temps réel pour ces acquisitions, ce qui permet de le réduire au maximum. L'effort appliqué sur la sonde lors des mesures élastographiques est enregistré.

De plus, le protocole est allégé pour être mieux adapté aux patients. L'ensemble des acquisitions qu'il a été possible de réaliser est résumé dans le Tableau 12. Les activités demandées se résument à la position au repos, la respiration abdominale, la manœuvre de Valsalva et la toux. Les localisations des mesures d'élasticité et de raideur locale sont faites sur la linea alba et les sites musculaires (rectus abdominis et muscles latéraux). Cependant, toutes les mesures sont acquises dans l'orientation transverse, par rapport à l'axe cranio-caudal (Figure 66).

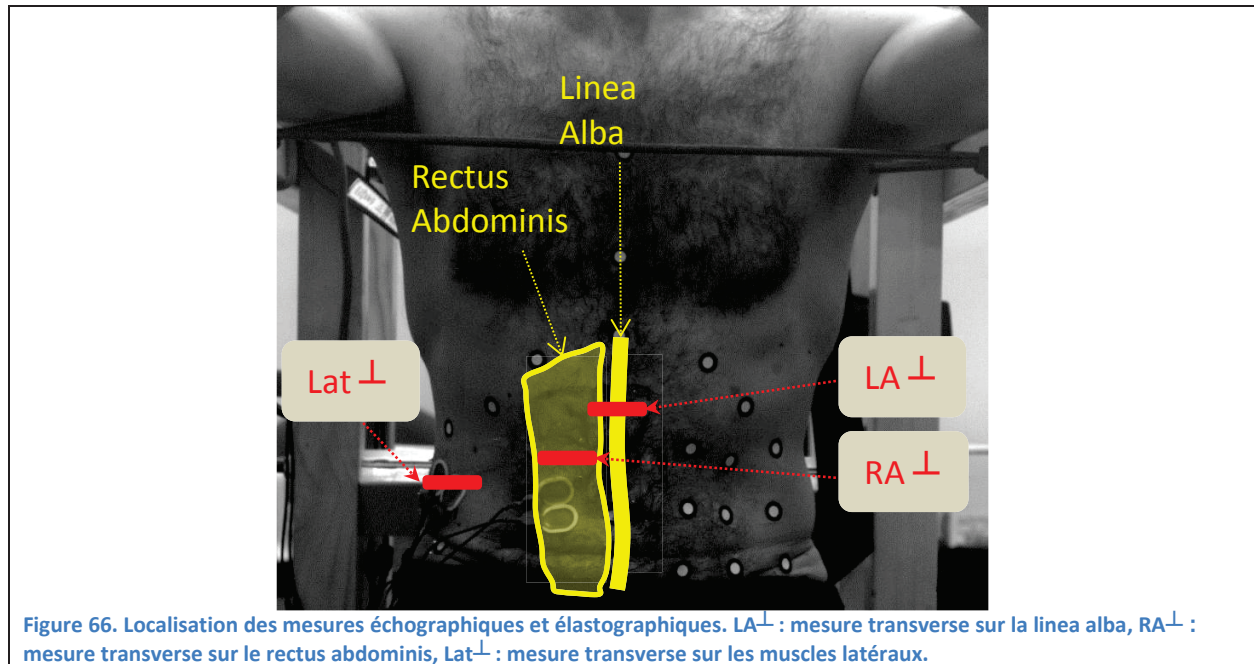


Tableau 12. Résumé des mesures sur patients ayant une éventration

			PROTOCOLE PATIENTS			
			P01	P02	P03	P04
Anthropométrie		Repos	oui	oui	oui	oui
Géométrie externe		Repos	oui	oui	oui	oui
Géométrie interne		Repos/resp. abdo/valsalva	oui/-/-	oui/oui/oui	oui/-/oui	oui/-/oui
Déplacement externe		Repos/resp. abdo/valsalva/toux	oui	oui	oui	oui
Elasticité		Repos/resp. abdo/valsalva	oui	oui	oui	oui
Raideur locale	Linea alba	Repos/valsalva	-	-	oui	oui
	Muscles	Repos/valsalva	oui	oui	oui	oui
EMG		Repos/resp. abdo/valsalva	-	oui	oui	oui

### 4.2.3. Chirurgie

L'opération chirurgicale de chaque patient est documentée. Pendant l'opération les paramètres suivants sont notés, schématisés et photographiés dans la mesure du possible et suivant les limitations associées au bloc opératoire:

Détails de l'éventration :

- Localisation : sus-ombilicale, péri-ombilicale ou sous-ombilicale
- Direction : longitudinale ou transverse (par rapport à l'axe cranio-caudal)

#### Caractéristiques de la réparation

- Coelioscopie ou laparotomie
- Dimensions du collet après résection des berges
- Fermeture ou non du collet

#### Implant

- Référence, taille, forme et type de l'implant
- Position de l'implant par rapport au collet
- Type de fixation de l'implant : Fil non résorbable et/ou tackers

### 4.2.4. Traitement et analyse des données

La méthode d'analyse des données de géométrie externe et interne, du déplacement de la paroi abdominale et d'élasticité est identique à la méthode mise en place pour les données issues des volontaires non-malades (Chapitre III., 3.2. Matériels et méthodes).

La raideur locale a été analysée pour cette phase expérimentale. La position de la sonde est suivie par stéréo-corrélation. Le déplacement d'un point à l'extrémité de la sonde en contact avec le patient est calculé. Celui-ci est finalement ajusté en soustrayant le déplacement d'une mire située sur le sternum. Cela permet de corriger les mouvements du sujet pendant la mesure. A partir des courbes effort-déplacement, les raideurs locales sont calculées par régression linéaire.

De la même manière que pour les examens avec les volontaires non-malades, les données géométriques ne font pas l'objet d'analyse détaillée. Les reconstructions géométriques interne et externe sont transmises à l'équipe de la société Covidien, en charge de la modélisation numérique.

Les résultats présentés dans la suite de ce chapitre concernent principalement les propriétés mécaniques (module de cisaillement et raideur locale) et la réparation chirurgicale.

## 4.3. Résultats

Les examens ont duré en moyenne 1h50 et les patients ont bien supporté le protocole. L'observation des opérations chirurgicales après les expérimentations est nécessaire, car les informations récoltées ne sont pas systématiquement conservées dans le dossier médical.

### 4.3.1. Description des patients et de leur réparation chirurgicale



Pour le patient P01, l'éventration est constituée de trois orifices sus-ombilicaux longitudinaux le long de la linea alba et de multiples orifices sous-ombilicaux. Le collet principal a une taille de 3 cm. D'après le chirurgien, on peut finalement considérer la paroi abdominale comme étant faible sur 10 cm (Figure 67). La réparation est faite par laparotomie. Un implant rectangulaire biface de dimensions 10 cm x 15 cm est positionné en intrapéritonéal. Il est fixé par 4 points de suture au tissu aponévrotique (Figure 68). Enfin, le collet est fermé par suture.

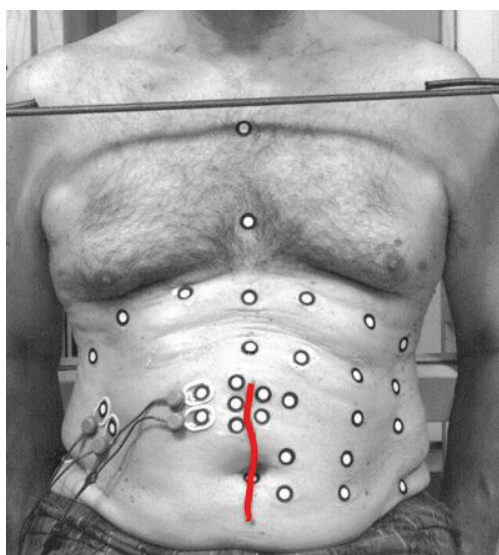


Figure 67. Localisation de l'éventration du patient P01

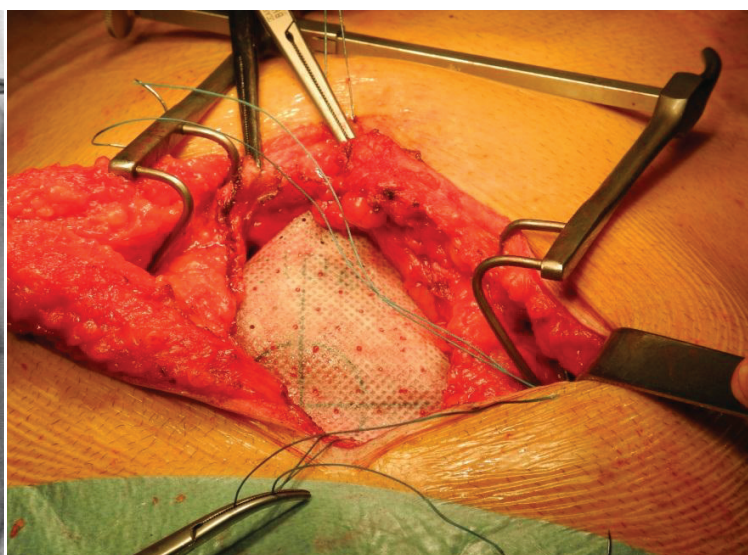


Figure 68. Fixation de l'implant du patient P01

Pour le patient P02, l'éventration est formée par un orifice longitudinal sus-ombilical et un orifice longitudinal sous-ombilical. Selon le chirurgien ayant réalisé l'opération, les tissus sont faibles sur une longueur de 15 cm (Figure 69).

L'opération chirurgicale s'est déroulée en laparotomie. Une prothèse rectangulaire biface de 20 cm x 30 cm est implantée en avant de la gaine postérieure (sublay). Elle est fixée par 2 points de suture et 6 tackers (Figure 70). Le collet est suturé avec du fil non résorbable.

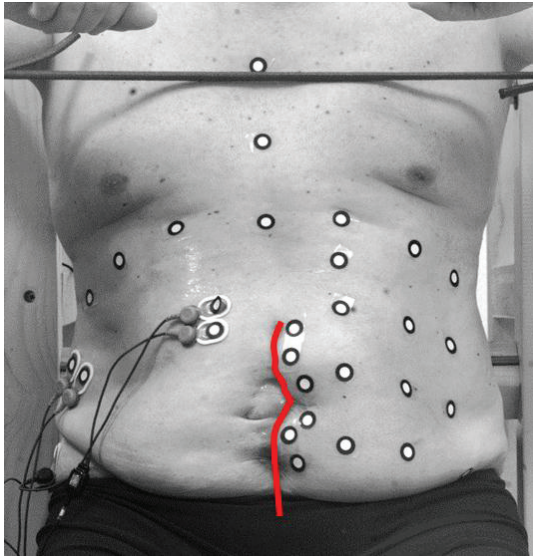


Figure 69. Localisation de l'éventration du patient P02

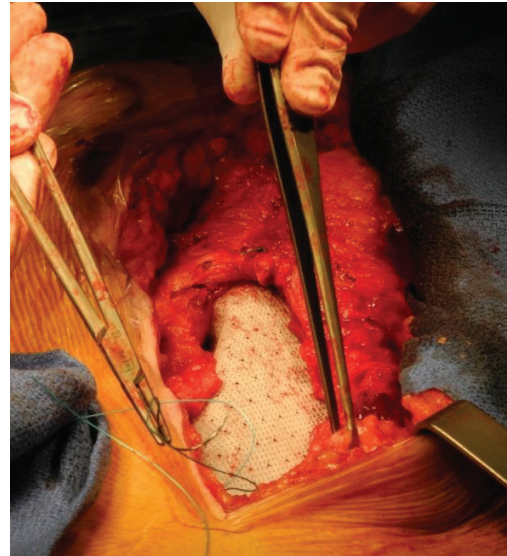


Figure 70. Fixation de l'implant du patient P02

Le patient P03 présente une éventration sus-ombilicale transverse. Les dimensions sont de 9 cm dans la direction transverse et 6 cm dans la direction longitudinale (Figure 71 et Figure 72).

La réparation en laparotomie consiste en une résection des tissus lésés, puis une fermeture du collet par suture (Figure 73) sans pose d'implant.



Figure 71. Localisation de l'éventration du patient P03, vue de profil

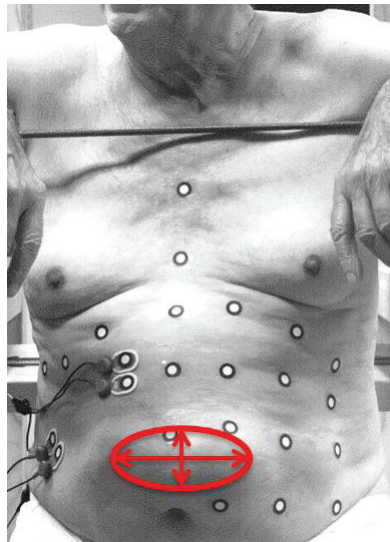


Figure 72. Localisation de l'éventration du patient P03, vue de face

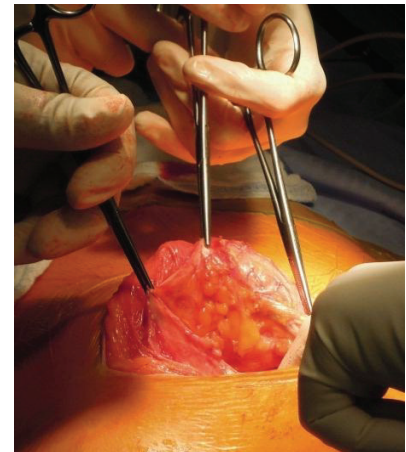


Figure 73. Réparation de l'éventration du patient P03

Pour le patient P04, il s'agit d'une éventration péri-ombilicale transverse de 30 mm (Figure 74). Elle est traitée par suture (Figure 75) sans pose d'implant.

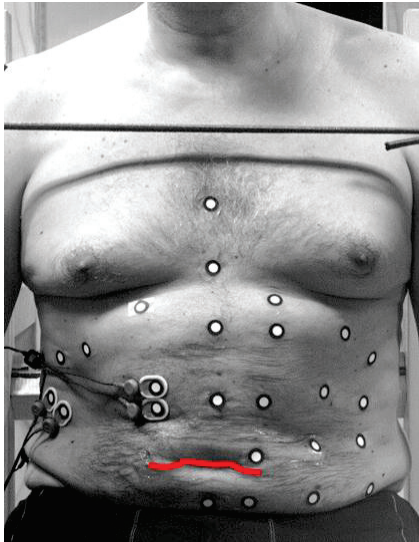


Figure 74. Localisation de l'éventration du patient P04

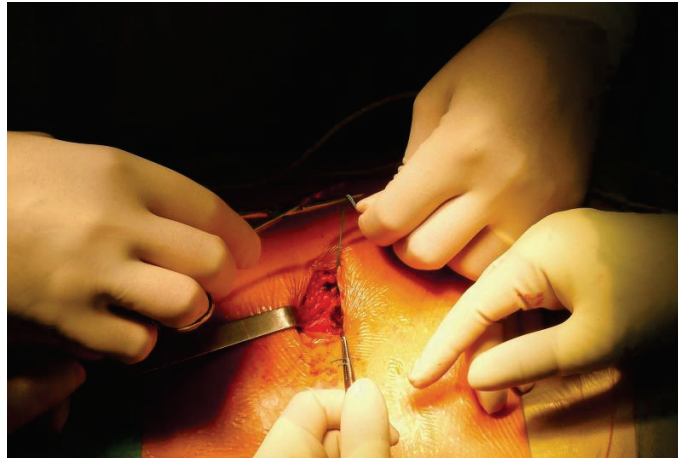


Figure 75. Réparation de l'éventration du patient P04

### 4.3.2. Mesures Anthropométriques

Les mesures anthropométriques des volontaires patients sont présentées dans le Tableau 13.

Tableau 13. Anthropométrie des volontaires patients

Sujet	Sexe	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Circonférence (cm )			Distance (cm)			Largeur (cm)			
						EIAS	Ombilic	dernières côtes	Xiphoïde-Pubis debout	Xiphoïde-Pubis assis	EIAS	EIAS	Ombilic	dernières côtes	antéro postérieure
P01	M	70	1.68	76	27	102	100	95	35	32	45	35	33	31	27
P02	M	60	1.72	78	26	109	104	106	51	39	33	35	36	33	29
P03	M	77	1.71	74	25	101	109	104	36	32	56	34	34	32	34
P04	M	53	1.77	95	30	107	105	103	39	22	46	38	37	34	29
moyenne		65	1.72	81	27	105	105	102	40	31	45	36	35	33	30

Les données de géométrie interne et externe de la paroi abdominale peuvent être complétées pour les sujets P03 et P04 par des données d'imagerie médicale. En effet, ces patients ont eu un examen scanner pré-opératoire. L'IMC des patients est supérieur ou égal à la valeur moyenne des sujets sains et tous sont en situation de surcharge pondérale.

### 4.3.3. Module de cisaillement

Pour les mesures élastographiques, l'effort appliqué sur la sonde n'excède jamais 6 N. Le module de cisaillement dans la direction transverse du rectus abdominis au repos varie entre 4.7 et 27.0 kPa. Les muscles latéraux au repos ont un module de cisaillement entre 4.2 et 15.6 kPa. Le module de cisaillement de l'obliquus externus est plus grand que celui de l'obliquus internus qui est lui-même plus



grand que celui du transversus abdominis. Pour chaque patient et pour chaque muscle les valeurs augmentent lors de la manœuvre de Valsalva (Figure 76 et Figure 77).

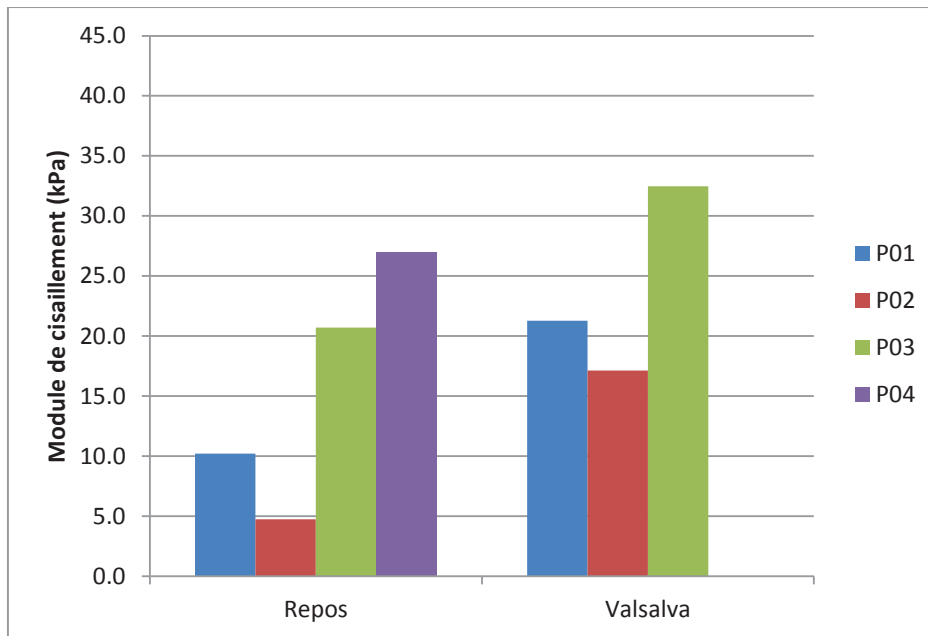


Figure 76. Elasticité du rectus abdominis des patients dans la direction transverse

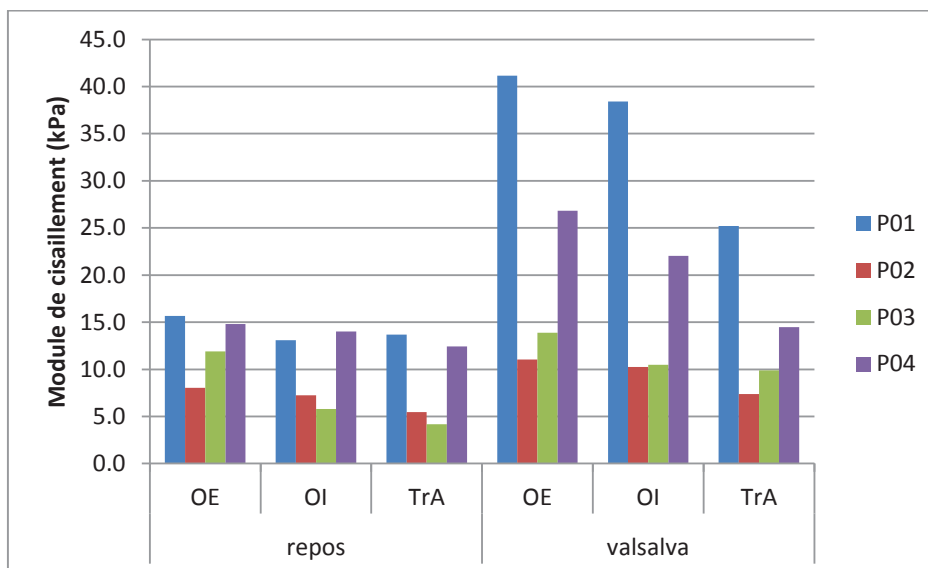


Figure 77. Elasticité des muscles latéraux des patients. OE: Obliquus externus, OI: Obliquus internus, TrA: Transversus abdominis

## Raideur locale

Les raideurs locales mesurées sur les patients sont présentées sur la Figure 78. Au repos sur le rectus abdominis les valeurs s'étendent de 0.14 à 0.58 N/mm et sur les muscles latéraux de 0.23 à 0.68. Lors de la manœuvre de Valsalva ces valeurs augmentent de 1.5 à 4.2 fois par rapport aux valeurs au repos.

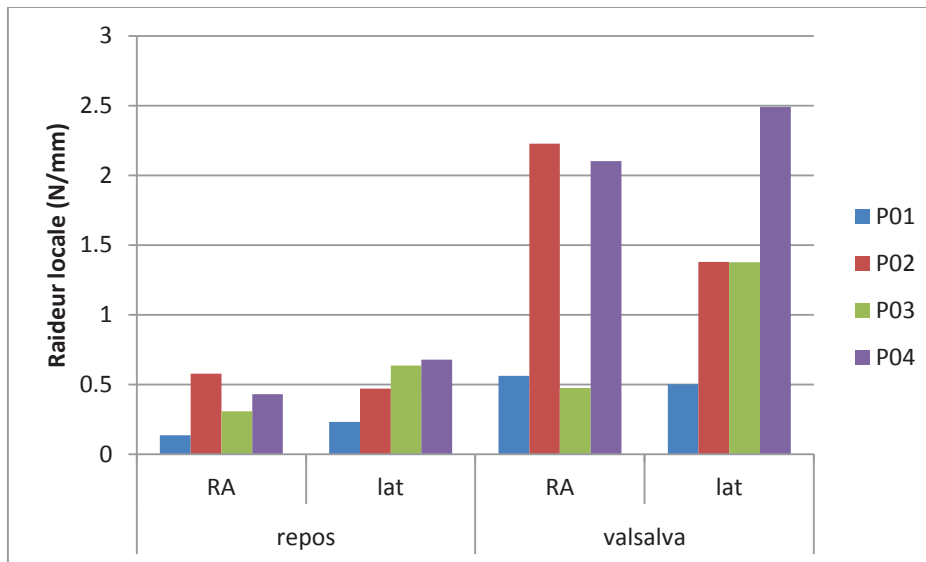


Figure 78. Raideur locale des patients. RA : sur le rectus abdominis, lat: sur les muscles latéraux

## 4.4. Discussion

Cette phase de la recherche visait à mettre en œuvre les examens du chapitre précédent en environnement hospitalier ou pour des patients quelques jours avant la chirurgie. Un protocole allégé, durant 1h50, a pu être conduit avec succès sur 4 patients. Pour deux d'entre eux, les mesures ont pu être réalisées sur site hospitalier le matin de la chirurgie. Les mesures effectuées, pour 2 patients, au laboratoire et à distance de la chirurgie sont préférables pour le confort des patients et pour des raisons logistiques.

Le second objectif de cette partie est d'effectuer une comparaison préliminaire des données obtenues pour les patients souffrant d'éventration et les volontaires non-malades examinés dans la partie précédente.

### 4.4.1. Élasticité

La comparaison des élasticités des patients avec les volontaires non-malades est présentée sur le Tableau 14 au repos et le Tableau 15 en Valsalva.

**Tableau 14. Comparaison des élasticités des patients et volontaires non-malades au repos. En vert, les valeurs des patients inclus dans l'étendue de mesure des volontaires non-malades. RA: rectus abdominis, OE: obliquus externus, OI: obliquus internus et TrA: transversus abdominis**

	Module de cisaillement au repos (kPa)			
	RA	OE	OI	TrA
P01	10.2	15.6	13.1	13.7
P02	4.7	8.1	7.2	5.5
P03	20.7	11.9	5.8	4.2
P04	27.0	14.8	14.0	12.4
Volontaires non malades	20.0 [6.4 - 40.4]	23.2 [11.0 - 41.2]	20.3 [10.2 - 38.4]	14.2 [7.4 - 25.2]

Le patient P01 a un module de cisaillement analogue aux valeurs faibles des volontaires pour tous les muscles.

Le patient P02 a des valeurs systématiquement plus faible que les volontaires pour tous les muscles. Une hypothèse d'explication pourrait être la durée depuis l'apparition de l'éventration. Elle pourrait être corrélée à une amyotrophie du patient.

Le patient P03 a un module de cisaillement similaire à la moyenne des volontaires pour le rectus abdominis. L'élasticité de l'obliquus externus correspond aux valeurs faibles des volontaires. L'obliquus internus et le transversus abdominis ont des valeurs plus faibles que celles des volontaires.

Enfin, le patient P04 a des élasticités comparables à la moyenne des volontaires pour le rectus abdominis et le transverse abdominis et des valeurs correspondant aux valeurs faibles des volontaires pour les obliquus externus et internus.

Un tableau similaire est présenté ci-dessous pour la manœuvre de Valsalva (Tableau 15).

**Tableau 15. Comparaison des élasticités des patients et volontaires non-malades en Valsalva. En vert, les valeurs des patients inclus dans l'étendue de mesure des volontaires non-malades. RA: rectus abdominis, OE: obliquus externus, OI: obliquus internus et TrA: transversus abdominis**

	Module de cisaillement Valsalva (kPa)			
	RA	OE	OI	TrA
P01	21.3	41.2	38.4	25.2
P02	17.1	11.0	10.2	7.4
P03	32.5	13.9	10.5	9.9
P04	-	26.8	22.0	14.5
Volontaires non malades	41.0 [15.5 - 67.7]	45.1 [21.7 - 84.3]	33.0 [15.3 - 58.7]	24.0 [7.6 - 49.6]

Lors de la manœuvre de Valsalva, les modules de tous les muscles sont plus importants qu'au repos. Les rectus abdominis des patients ont des élasticités du même ordre grandeur que les volontaires. Les muscles latéraux des patients P01 et P04 ont des valeurs similaires aux moyennes des volontaires. Les patients P02 et P03 ont des valeurs plus faibles.

Dans l'ensemble, que ce soit au repos ou en Valsalva, les patients semblent avoir des valeurs d'élasticité mesurées dans les gammes faibles ou en dessous des valeurs des volontaires sains. Certaines des valeurs faibles pourraient s'expliquer par la diminution de la capacité contractile des patients avec la pathologie ou avec d'autres paramètres (âge, IMC). La meilleure maîtrise de l'effort appliqué sur la sonde (6N au plus) pourrait aussi avoir contribué à ce résultat.

#### 4.4.2. Raideurs locales

Le Tableau 16 permet la comparaison des raideurs locales des patients avec celles des volontaires non malades. Au repos, les valeurs sont toutes similaires aux volontaires non-malades, excepté en latéral pour le patient P01 qui a une valeur plus faible et pour la zone du rectus du patient P02 qui a une valeur plus élevée. Lors de la manœuvre de Valsalva, les raideurs sur le rectus sont en dehors des gammes observées pour les volontaires non malades, soit en dessous (P01 P03), soit en dessus (P02, P04). Pour le latéral en Valsalva, seule la valeur de P04 est au-dessus.

Aucune tendance ne se dégage sur la relation entre direction du défaut et raideur locale.

On peut toutefois noter des ratios de raideur similaires entre repos et Valsalva, sur les rectus (4.88) et sur les muscles latéraux (2.16). Seul le patient P03 (le plus âgé et le plus faible IMC) a une raideur sur le rectus lors de la manœuvre de Valsalva à peine plus élevée que la valeur au repos.

**Tableau 16. Comparaison des raideurs locales des patients et volontaires non-malades. Le ratio correspond à la valeur lors de la manœuvre de Valsalva sur la valeur au repos. En vert, les valeurs des patients inclus dans l'étendue de mesure des volontaires non-malades et bleu les valeurs des patients plus grandes que la valeur maximale observée sur volontaires. RA: localisation sur le rectus abdominis, lat : localisation sur les muscles latéraux**

Raideurs locales (N/mm)	Repos		Valsalva		ratio	
	RA	latéral	RA	latéral	RA	latéral
P01	0.14	0.23	0.56	0.5	4.00	2.17
P02	0.58	0.47	2.23	1.38	3.84	2.94
P03	0.31	0.64	0.47	1.38	1.52	2.16
P04	0.43	0.68	2.1	2.49	4.88	3.66
Volontaires non malades	0.30 [0.09-0.50]	0.67 [0.39-0.84]	1.18 [0.78-1.69]	1.32 [0.45-1.97]	4.88 [2.08 - 9.27]	2.16 [0.54 - 4.14]

#### 4.5. Conclusion

Les expérimentations présentées dans ce chapitre sont exploratoires. En s'appuyant sur les examens mis en œuvre dans le chapitre précédent (chapitre III), un protocole allégé d'1h50 a pu être mis en œuvre avec succès sur 4 patients souffrant d'éventration (en pré-opératoire). Les modules de cisaillement mesurés restent soit dans l'étendue de mesure des valeurs obtenues avec les volontaires non malades, soit sont plus faibles. Les raideurs locales quant à elles ne sont pas discriminantes. Les pistes



d'explications sont multiples. En effet, suite à l'apparition de l'éventration, l'atrophie musculaire peut survenir. Un autre cas de figure serait à l'inverse, un renforcement musculaire des muscles latéraux, palliant à la faiblesse présente dans la région des muscles rectus abdominis au niveau de la linea alba. D'autre part on peut se demander si ces adaptations de la masse musculaire affectent réellement la capacité contractile des patients. Les raideurs locales des patients apparaissant dans le même ordre de grandeur que pour les volontaires non-malades, la rigidification de la paroi abdominale par contraction musculaire ne semble pas être altérée.

Ces mesures de géométrie, module de cisaillement et raideurs locales participent à quantifier le comportement biomécanique de la paroi abdominale. Une indication du niveau de sollicitation lors de chaque activité peut être obtenue par l'élastographie. Cependant il serait intéressant d'acquérir des mesures supplémentaires de la pression abdominale interne. Elles permettraient de quantifier directement la sollicitation de la paroi abdominale.

## Conclusion générale et perspectives

Malgré l'amélioration des technologies médicales, l'éventration reste une complication post-opératoire assez fréquente. Des améliorations des stratégies de réparation et la définition de critères biomécaniques objectifs permettant de les choisir semblent souhaitables du fait des taux de récives.

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans un projet de recherche sur le long terme qui œuvre pour l'amélioration du traitement de l'éventration.

Ce projet a débuté avec la thèse de Florence Podwojewski (Université Lyon 1, 2012). L'approche adoptée allait de l'*ex vivo* animal à l'*ex vivo* humain, puis l'*in vivo* avec des volontaires sains. Dans cette première phase, la paroi abdominale était considérée comme une structure mono-couche.

Les recherches de la présente thèse se sont focalisées sur la caractérisation des composants de la paroi abdominale. En continuité avec la thèse précédente, l'objectif était de poursuivre la caractérisation des parois abdominales de patients. Les travaux s'organisent donc autour : d'une étude *ex vivo* de la paroi abdominale humaine, prenant en considération certains de ses composants, puis *in vivo* de volontaires non malades et enfin *in vivo* de patients souffrant d'éventration.

L'état de l'art a montré qu'il existe des données sur la paroi considérée comme une structure homogène. Comme la paroi est une structure non homogène et que les approches de réparation utilisent les différents plans entre et autour des membranes pour positionner l'implant, l'approximation par une seule couche doit être affinée et il faudrait mieux comprendre le rôle des composants dans la réponse mécanique de la paroi *in situ*. Très peu de données semblent disponibles sur les muscles abdominaux, et s'il existe dans la littérature des données matériaux sur les composants membranaires isolés, leur variabilité importante ne permet pas forcément de prédire leur contribution relative *in situ*.

Le premier objectif de ces travaux de thèse est de caractériser la paroi abdominale humaine *ex vivo* avec une approche allant de la paroi globale aux constituants. Un protocole a été développé pour évaluer la contribution des composants de la paroi abdominale à la réponse mécanique globale. Les spécimens étudiés sont prélevés sur des sujets humains post-mortem. Ils ont subi trois dissections successives (1 : peau et tissu adipeux sous-cutané, 2 : gaine antérieure des rectus abdominis, 3 : muscles rectus abdominis). Après chaque dissection, ils sont sollicités par chargement en pression. L'analyse des déformations de la surface interne par stéréo-corrélation a montré que la gaine des rectus abdominis joue un rôle important dans la réponse de la paroi abdominale antérieure. En effet, dans la zone des rectus abdominis, les déformations deviennent significativement plus élevées que dans la zone de la linea alba après dissection de la gaine. Le comportement anisotrope a été confirmé par l'observation à chaque étape, de déformations longitudinales plus importante que celles mesurées en transverse. Les expérimentations ont également permis de caractériser la paroi abdominale dans l'état intact avec et sans sollicitation par pression. La géométrie est décrite par des rayons de courbure et épaisseur des parois et les propriétés mécaniques sont rapportées (modules de cisaillement des muscles rectus abdominis par élastographie, déformations). Ces données peuvent aider au développement d'un modèle numérique. Toutefois, seules six parois ont été testées, et en considérant la variabilité inter-individuelle, il serait intéressant de pouvoir confirmer les tendances observées. De plus, les épaisseurs de muscle

particulièrement faibles sont probablement liées à l'âge avancé des sujets (77 à 98 ans). Les résultats de cette étude doivent donc être nuancés en fonction de leur utilisation. Enfin, ce protocole expérimental ne se focalise que sur la région centrale de la paroi abdominale, excluant les muscles latéraux.

Dans une seconde étape, les expérimentations *in vivo* ont permis de considérer la paroi abdominale entière (régions centrales et latérales) sous sollicitations physiologiques. L'activité musculaire a ainsi pu être prise en compte. A notre connaissance, seule l'étude de Song *et al.* 2006 caractérise la paroi abdominale de patients (dans ce cas, pendant leur opération par laparoscopie, dans un état curarisé). La paroi était considérée comme une structure homogène, et les muscles comme passifs, à cause de l'anesthésie. Le protocole expérimental développé dans cette thèse permet de caractériser la paroi abdominale *in vivo* en distinguant les structures musculaires. Les examens sur volontaires non-malades apportent des données quantitatives et montrent que le module de cisaillement apparent des muscles abdominaux augmente avec l'activité musculaire. Par ailleurs, le rectus abdominis semble avoir une rigidité plus importante dans la direction transverse que longitudinale. Le comportement de ce muscle postural contraste avec les observations rapportées dans la littérature sur les muscles des membres. Une difficulté rencontrée lors de ces examens est la reproductibilité des mesures. Le niveau d'effort produit pour chaque consigne, le changement de posture des sujets au cours des examens, et autres paramètres liés à l'élastographie ultrasonore par ondes de cisaillement pourraient être mieux contrôlés pour améliorer la reproductibilité. Au vu de la fonction posturale des muscles, le choix d'activité et les consignes données pourraient aussi faire l'objet d'améliorations. Des évaluations plus approfondies permettraient de s'assurer que les variations observées entre deux répétitions de protocole (pré et post opération par exemple) sur un sujet peuvent effectivement être attribuées aux évolutions de la paroi.

Le volet expérimental avec volontaires non-malades a participé à la préparation des examens avec les patients. L'intérêt de caractériser la paroi abdominale de patients souffrant d'éventration est de pouvoir comparer les états pré-opératoire et post-opératoire. Les expérimentations présentées dans cette thèse sont exploratoires (phase pré-opératoire uniquement). Un protocole allégé d'1h50 a été mis en œuvre avec succès sur 4 patients souffrant d'éventration. Les rigidités des muscles de la paroi restent soit dans l'étendue de mesure des valeurs obtenues avec les volontaires non malades, soit sont plus faibles. A ce stade de l'étude, aucune interprétation plus approfondie ne peut se dégager au vu du faible nombre de patients et des différences entre eux. En effet, les patients représentaient chacun des cas très différents. Leur âge, condition physique, taille et orientation de l'éventration diffèrent.

Dans le futur, l'inclusion de patients dans l'étude doit être poursuivie afin de pouvoir évaluer des tendances. L'examen post-opératoire à un an permettrait la caractérisation de parois abdominales réparées. On disposerait alors de données de la paroi abdominale qui couvrirait l'état sain, lésé (en pré-opératoire) et réparé (en post-opératoire).

En termes d'exploitations, l'entreprise Covidien utilise d'ores et déjà les données acquises au cours de ces recherches en support à la construction et à la validation d'un modèle de la paroi abdominale visant à aider à la conception de prothèses pariétales.

## Liste des références

- Ainscough-Potts, A-M., Morrissey, M.C., Critchley, D., 2006. The response of transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures. *Manuel Therapy*, 11:54-60.
- Aldrich, T.K., Sinderby, C., McKenzie, D.K., Estenne, M., Gandevia, S.C., 2004. Techniques électrophysiologiques d'évaluation fonctionnelle des muscles respiratoires. *Revue des Maladies Respiratoires*, 21:4S53-4S69.
- Amorim, C.R., Nahas, F.X., Tosta de Souza, V.C., Bins Ely, P., Barbato Silveira, R.A., Ferreira Novo, N., and Masako Ferreira, L., 2007. Tensile strength of the posterior and anterior layer of the rectus abdominis muscle sheath in cadavers. *Acta Cirúrgica Brasileira*, 22 (4):255-259.
- Arab, A.M., Chehrehazi, M., 2011. Ultrasound measurement of abdominal muscles activity during abdominal hollowing and bracing in women with and without stress urinary incontinence. *Manual Therapy*, 16:596-601.
- Askar, O.M., 1977. Surgical anatomy of the aponeurotic expansions of the anterior abdominal wall. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 59:313-321.
- Axer, H., Graf v. Keyserlingk, D., Prescher, A., 2001 (a). Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths - i. general scheme and morphological aspects. *Journal of Surgical Research*, 96:127-134.
- Axer, H., Graf v. Keyserlingk, D., Prescher, A., 2001 (b). Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths - ii. variability and biomechanical aspects. *Journal of Surgical Research*, 96:239-245.
- Awad, Z.T., Puri, V., LeBlanc, K., Stoppa, R., Fitzginnons Jr, R.J., Iqbal, A., Filipi, C.J., 2005. Mechanisms of ventral hernia recurrence after mesh repair and a new proposed classification. *Journal of the American College of Surgeons*, 201(1):132-9.
- Bageacu, S., Blanc, P., Breton, C., Gonzales, M., Porcheron, J., Chabert, M., Balique, J.G., 2002. Laparoscopic repair of incisional hernia: a retrospective study of 159 patients. *Surgical Endoscopy*, 16(2):345-8.
- Barrault, C., Roudot-Thoraval, F., Tran Van Nhieu, J., Atanasiu, C., Kluger, M.D., Medkour, F., Douvin, C., Mallat, A., Zafrani, E.S., Cherqui, D., Duvoux, 2013. Non-invasive assessment of liver graft fibrosis by transient elastography after liver transplantation. *Clinics and Research in Hepatology and Gastroenterology*, in press.
- Beillas, P., Lafon, Y., Smith, F.W., 2009. The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs. *Stapp Car Crash Journal*, 53:127-54.
- Ben Abdelounis, H., Nicolle, S., Ottenio, M., Beillas, P., Mitton, D., 2013. Effect of two loading rates on the elasticity of the human anterior rectus sheath. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20:1-5.

- Bercoff, J., Tanter, M., Fink, M., 2004. Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 51(4):396-409.
- Berg, W.A., Cosgrove, D.O., Doré, C.J., Schäfer, F.K.W., Hooley, R.J., Ohlinger, R., Mendelson, E.B., Balu-Maestro, C., Locatelli, M., Tourasse, C., Cavanaugh, B.C., Juhan, V., Stavros, A.T., Tardivon, A., Gay, J., Henry, J.P., Cohen-Bacrie, C., 2012. Shear-wave elastography improves the specificity of breast US. *Radiology*, 262(2):435-5.
- Bjerkefors, A., Ekblom, M.M., Josefsson, K., Thorstensson, A., 2010. Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manuel Therapy*, 15:502-507.
- Botanlioglu, H., Kantarci, F., Kaynak, G., Unal, Y., Ertan, S., Aydingoz, O., Erginer, R., Can Ulu, M., Mihmanli, I., Babacan, M., 2013. Shear wave elastography properties of vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscles in normal subjects and female patients with patellofemoral pain syndrome. *Skeletal Radiology*, 42:659-666.
- Brizon, J., Castaing, J., 1985. *Les feuillets d'anatomie, fascicule XII: muscles du cou et du tronc*. Editions Maloine.
- Brown, S.H.M., McGill, S.M., 2010. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clinical Biomechanics*, 25 (2):115–123.
- Brown, S.H.M., Carr, J.A., Ward, S.R., Lieber, R.L., 2012. Passive mechanical properties of rat abdominal wall muscles suggest an important role of the extracellular connective tissue matrix. *Journal of Orthopaedics Research*, 30(8):1321-1326.
- Burger, J.W.A., 2006. Incisional hernia: Etiology, prevention, treatment. PhD thesis, *Erasmus University Rotterdam*.
- Chernak, L.A., DeWall, R.J., Lee, K.S., Thelen, D.G., 2013. Length and activation dependent variations in muscles shear wave speed. *Physiological Measurement*, 34:713-721.
- Chino, K., Akagi, R., Dohi, M., Fukashiro, S., Takahashi, H., 2012. Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. *PLOS ONE Journal*, 7(9):e45764.
- Cobb, W.S., Kercher, K.W., Heniford, B.T., 2005. Laparoscopic repair of incisional hernia. *Surgical Clinics of North America*, 85:91-103.
- Coghlan, S., Crowe, L., McCarthyPersson, U., Minogue, C., Caulfield, B., 2008. Electrical muscle stimulation for deep stabilizing muscles in abdominal wall. In: *Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, pp. 2756–2759.

- Coldron, Y., Stockes, M.J., Newham, D.J., Cook, K., 2008. Postpartum characteristics of rectus abdominis on ultrasound imaging. *Manual Therapy*, 13:112–121.
- Cosgrove, D.O., Berg, W.A., Doré, C.J., Skyba, D.M., Henry, J.P., Gay, J., Cohen-Bacrie, C., 2012. Shearwave elastography for breast masses is highly reproducible. *European Journal of Radiology*, 22:1023-1032.
- Conze, J., Klinge, U., Schumpelick, V., 2001. Hernias. In: Holzheimer RG, Mannick JA, editors. *Surgical Treatment: Evidence-Based and Problem-Oriented. Munich: Zuckschwerdt*. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK6888/>
- Critchley, D.J., Coutts, F.J., 2002. Abdominal muscle function in chronic low back pain patients - measurement with real-time ultrasound scanning. *Physiotherapy*, 88(6):322–332.
- Crommert, M.E., Ekblom, M.M., Thorstensson, A., 2011. Activation of transversus abdominis varies with postural demand in standing. *Gait & Posture*, 33(3):473-7.
- Drake, R.L., Vogl, W., Mitchell, A.W.M., 2006. *Gray's Anatomie pour les étudiants*. Elsevier France.
- Drollette, C.M., Badawy, S.Z., 1992. Pathophysiology of pelvic adhesions. Modern trends in preventing infertility. *Journal of Reproductive Medicine*, 37(2):107-21; discussion 121-2.
- Duffy, D.M., di Zerega, G.S., 1996. Adhesion controversies: pelvic pain as a cause of adhesions, crystalloids in preventing them. *Journal of Reproductive Medicine*, 41(1):19-26.
- Eby, S.F., Song, P., Chen, S., Chen, Q., Greenleaf, J.F., An, K-N., 2013. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *Journal of Biomechanics*, 46:2381-2387.
- Ellis, H., 1997. The clinical significance of adhesions: focus on intestinal obstruction. *European Journal of Surgery*, Suppl (577):5-9.
- Evans, A., Whelehan, P., Thomson, K., McLean, D., Brauer, K., Purdie, C., Jordan, L., Baker, L., Thompson, A., 2010. Quantitative shear wave ultrasound elastography: initial experience in solid breast masses. *Journal of Breast Cancer Research*, 12(R104):1-11
- Ferraioli, G., Tinelli, C., Zicchetti, M., Above, E., Poma, G., Di Gregorio, M., Filice, C., 2012. Reproducibility of real-time shear wave elastography in the evaluation of liver elasticity. *European Journal of Radiology*, 81:3102-3106.
- Ferreira, M.L., Ferreira, P.H., Latimer, J., et al., 2007. Comparison of general exercise, motor control exercise and spinal manipulative therapy for chronic low back pain: a randomized trial. *Pain*, 131:31-37.
- Förstemann, T., Trzewik, J., Holste, J., Batke, B., Konerding, M.A., Wolloscheck, T., Hartung, C., 2011. Forces and deformations of the abdominal wall—a mechanical and geometrical approach to the linea alba. *Journal of Biomechanics*, 44:600–606.

Flum, D.R., Horvath, K., Koepsell, T., 2003. Have outcomes of incisional hernia repair improved with time? A population analysis. *Annals of surgery*, 237(1):129-135.

Gennisson, J.-L., Deffieux, T., Macé, E., Montaldo, G., Fink, M., Tanter, M., 2010. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of *in vivo* muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 36(5):789-801.

Gennisson, J.-L., Deffieux, T., Fink, M., Tanter, 2013. Ultrasound elastography : Principles and techniques. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 94:487-495.

Gangl, O., Hofer, W., Tomaselli, F., Sautner, T., Függer, R., 2011. Single incision laparoscopic cholecystectomy (SILC) versus laparoscopic cholecystectomy (LC)-a matched pair analysis. *Langenbecks Arch Surg.*, 396(6):819-24.

Ghamkhar, L., Emami, M., Mohseni-Bandpei, M.A., Behtash, H., 2011. Application of rehabilitative ultrasound in the assessment of low back pain: A literature review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 15:465-477.

Glüer, C.C., Blake, G., Lu, Y., Blunt, B.A., Jergas, M. and Genant, H.K., 1995. Accurate assessment of precision errors: How to measure the reproducibility of bone densitometry techniques. *Osteoporosis International*, 5:262-270.

Grässel, D., Prescher, A., Fitzek, S., Graf v. Keyserlingk, D., Axer, H., 2005. Anisotropy of human linea alba: A biomechanical study. *Journal of Surgical Research*, 124:118–125.

Hadjikov, L., Kirilova, M., Stoytchev, S., Pashkouleva, D., 2007. Visco-elastic mechanical behaviour of human abdominal fascia. *Series on Biomechanics*, 1:39–46.

Hernández, B., Peña, E., Pascual, G., Rodríguez, M., Calvo, B., Doblaré, M., Bellón, J.M., 2011. Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4:392–404

Hobeika, J., Houdart, R., 2005. Eventrations. *Notice d'informations médicales du groupe hospitalier Diaconesses Croix Saint Simon*, <http://www.hopital-dcss.org/soins-services-hopital/informations-medicales/item/145-eventrations.html>

Hoer, J., Lawong, G., Klinge, U., Schumpelick, V., 2002. Factors influencing the development of incisional hernia. A retrospective study of 2,983 laparotomy patients over a period of 10 years. *Der Chirurg*, 73: 474–80.

Hollinsky, C., Sandberg, S., 2007. Measurement of the tensile strength of the ventral abdominal wall in comparison with scar tissue. *Clinical Biomechanics*, 22:88–92.

Hwang, W., Carvalho, J.C., Tarlovsky, I., Boriek, A.M., 2005. Passive mechanics of canine internal abdominal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 98:1829–1835.



- Ishida, H., Watanabe, S., 2013. Changes in lateral abdominal muscles' thickness immediately after the abdominal drawing-in maneuver and maximal expiration. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 17:254-258.
- John, E.K., Beith, I.D., 2007. Can activity within the external abdominal oblique be measured using real-time ultrasound imaging? *Clinical Biomechanics*, 22:972–979.
- Junge, K., Klinge, U., Prescher, A., Giboni, P., Niewiera, M., Schumpelick, V., 2001. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for the reparation of incisional hernias using mesh implants. *Hernia*, 5:113–118.
- Kaneko, H., Sato, H., Maruyama, H., 2006. Evaluation of lateral abdominal muscle activity during expiratory threshold loading by ultrasonography. *Journal of Physical Therapy Science*, 18:187–191.
- Kanehisa, H., Miyatani, M., Azuma, K., 2004. Influences of age and sex on abdominal muscle and subcutaneous fat thickness. *European Journal of Applied Physiology*, 91:534-537.
- Kim, J., Lim, H., Lee, S.I., Kim, Y.J., 2012. Thickness of rectus abdominis muscle and abdominal subcutaneous fat tissue in adult women: correlation with age, pregnancy, laparotomy and body mass index. *Archives of Plastic Surgery*, 39(5):528-533.
- Kirilova, M., Stoytchev, S., Pashkouleva, D., Tsenova, V., Hristoskova, R., 2009. Visco-elastic mechanical properties of human abdominal fascia. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 13:336–337.
- Kirilova, M., Stoytchev, S., Pashkouleva, D., Kavardzhikov, V., 2011. Experimental study of the mechanical properties of human abdominal fascia. *Medical Engineering & Physics*, 33:1–6.
- Klinge, U., Klosterhalfen, B., Conze, J., Limberg, W., Obolenski, B., Öttinger, A.P., Schumpelick, V., 1998. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *European Journal of Surgery*, 164:951-960.
- Konerding, M.A., Bohn, M., Wolloscheck, T., Batke, B., Holste, J.-L., Wohler, S., Trzewik, J., Förstemann, T., Hartung, C., 2011. Maximum forces acting on the abdominal wall: Experimental validation of a theoretical modeling in a human cadaver study. *Medical Engineering & Physics*, 33(6):789-92.
- Koo, T.K., Guo, J.Y., Cohen, J.H., Parker, K.J., 2013. Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: An *ex vivo* study. *Journal of Biomechanics*, 46:2053-2059.
- Korenkov, M., Beckers, A., Koebke, J., Lefering, R., Tiling, T., Troidl, H., 2001. Biomechanical and morphological types of the linea alba and its possible role in the pathogenesis of midline incisional hernia. *European Journal of Surgery*, 167:909–914.

- Kot, B.C.W., Zhang, Z.J., Lee, A.W.C., Leung, V.Y.F., Fu, S.N., 2012. Elastic modulus of muscle and tendon with shear wave ultrasound elastography: variations with different technical settings. *PLOS ONE Journal*, 7(8):e44348.
- Kremer, J.R., Mastronarde, D.N., McIntosh, J.R., 1996. Computer visualization of three-dimensional image data using imod. *Journal of Structural Biology*, 116:71–76.
- Kureshi, A., Vaiude, P., Nazha, S.N., Petrie, A., Brown, R.A., 2008. Matrix mechanical properties of transversalis fascia in inguinal herniation as a model for tissue expansion. *Journal of Biomechanics*, 41:3462–3468.
- Lacourpaille, L., Hug, F., Bouillard, K., Hogrel, J.Y., Nordez, A., 2012. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiological Measurement*, 33:N19-N28.
- Lamm, S., Steinemann, D., Zerz, A., 2012. Chirurgie viscérale sans cicatrice. *Forum Med Suisse*, 12(35):668-671.
- Larivière, C., Gagnon, D., De Oliveira Jr, E., Henry, S.M., Mecheri, H., Dumas, J-P., 2013. Reliability of ultrasound measures of the transversus abdominis : Effect of task and transducer position. *Journal of the American Academy of Physical Medecine and Rehabilitation*, 5:104-113.
- Law, N.H., Ellis, H., 1988. Adhesion formation and peritoneal healing on prosthetic materials. *Clinical Materials* 3:95-101.
- Leber, G.E., Garb, J.L., Alexander, A.I., Reed, W.P., 1998. Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. *Archives of Surgery*, 133(4):378-82.
- Le Huu Nho, R., Mege, D., Ouaïssi, M., Sielezneff, I., Sastre, B., 2012. Incidence and prevention of ventral incisional hernia. *Journal of Visceral Surgery*, 149:e3-e14.
- Luijendijk, R.W., de Lange, D.C., Wauters, C.C., Hop, W.C., Duron, J.J., Pailler, J.L., Camprodon, B.R., Holmdahl, L., van Geldorp, H.J., Jeelkel, L., 1996. Foreign material in postoperative adhesions. *Annals of Surgery*, 223(3):242-8.
- Luijendijk, R.W., Hop, W.C., Van den Tol, M.P., de Lange, D.C., Braaksma, M.M.J., Ijzermans, J.N.M., Boelhouwer, R.U., de Vries, B.C., Salu, M.K.M., Wereldsma, J.C., Bruijninx, C.M.A., Jeelkel, J., 2000. A comparison of suture repair with mesh repair for incisional hernia. *The New England Journal of Medecine*, 343(6):392-397.
- Madsen, E.L., Hobson, M.A., Frank, G.R., Shi, H., Jiang, J., Hall, T.J., Varghese, T., Doyley, M.M., Weaver J.B., 2006. Anthropomorphic breast phantoms for testing elastography systems. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 32(6):857-874.

- Maïsetti, O., Hug, F., Bouillard, K., Nordez, A., 2012. Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *Journal of Biomechanics*, 45:978-984.
- Manshadi, F.D., Parnianpour, M., Sarrafzadeh, J., Azghani, M.R., Kazemnejad, A., 2011. Abdominal hollowing and lateral abdominal wall muscles' activity in both healthy men and women: An ultrasonic assessment in supine and standing position. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 15:108-113.
- Martins, P., Pena, E., Natal Jorge, R.M., Santos, A., Santos, L., Mascarenhas, T., Calvo, B., 2012. Mechanical characterization and constitutive modelling of the damage process in rectus sheath. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 8:111-122.
- McCook, D.T., Vicenzino, B., Hodges, P.W., 2009. Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19:754-762.
- McGaillard, M.K., Dedrick, G.S., Brismée, J.M., Cook, C.E., Apte, G.G., Sizer, P.S., 2010. Changes in transversus abdominis thickness with use of abdominal drawing-in maneuver during a functional task. *Journal of the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2:187-194.
- McMeeken, J.M., Beith, I.D., Newham, D.J., Critchley, D.J., Milligan, P., 2004. The relationship between emg and change in thickness of transversus abdominis. *Clinical Biomechanics*, 19:337-342.
- McPherson, S., Watson, T., 2012. Reproducibility of ultrasound measurement of transversus abdominis during loaded, functional tasks in asymptomatic young adults. *Journal of the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 4:402-412.
- Menzies, D., 1993. Postoperative adhesions: their treatment and relevance in clinical practice. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 75(3):147-53.
- Mew, R., 2009. Comparison of changes in abdominal muscle thickness between standing and crook lying during active abdominal hollowing using ultrasound imaging. *Manual Therapy*, 14:690-695.
- Minns, R. J., Tinckler, L. F., 1976. Structural and mechanical aspects of prosthetic herniorrhaphy. *Journal of Biomechanical*, 9:435-438.
- Misuri, G., Colagrande, S., Gorini, M., Iandelli, I., Mancini, M., Duranti, R., Scano, G., 1997. *In vivo* ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *European Respiratory Journal*, 10:2861-2867.
- Monk, B.J., Berman, M.L., Montz, F.J., 1994. Adhesions after extensive gynecologic surgery: clinical significance, etiology, and prevention. *American Journal of Obstetrics Gynecology*, 170(5 Pt 1):1396-403.

- Moore, K.L., Dalley, A.F., 1999. Anatomie médicale: Aspects fondamentaux et applications cliniques. Editions De Boeck.
- Nie, X., Cheng, J.-I., Chen, W., and Weerasooriya, T., 2011. Dynamic Tensile Response of Porcine Muscle. *J. Appl. Mech.* 78(2), 021009.1-021009.5
- Nilsson, T., 1982. Biomechanical studies of rabbit abdominal wall. part i. - the mechanical properties of specimens from different anatomical positions. *Journal of Biomechanics*, 15(2):123–129.
- Nilsson, T., 1982. Biomechanical studies of rabbit abdominal wall. part ii. - the mechanical properties of specimens in relation to length, width and fibre orientation. *Journal of Biomechanics*, 15(2):131–135.
- Norasteh, A., Ebrahimi, E., Salavati, M., Rafiei, J., Abbasnejad, E., 2007. Reliability of B-mode ultrasonography for abdominal muscles in asymptomatic and patients with acute low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11 :17-20.
- Nordez, A., Hug, F., 2010. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *Journal of Applied Physiology*, 108:1389-1394.
- Ophir, J., Cespedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., Li, X., 1991. Elastography : A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging*, 13:111-134.
- Ota, M., Ikezoe, T., Kaneoka, K., Ichihashi, N., 2012. Age-related changes in the thickness of the deep and superficial abdominal muscles in women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 55:e26-e30.
- Pans, A., Pierard, G.E., Albert, A., Desaive, C., 1997. Biomechanical assessment of the transversalis fascia and rectus abdominis aponeurosis in inguinal herniation - preliminary results. *Hernia*, 1:27–30.
- Podwojewski, F., 2012. Caractérisation biomécanique de la paroi abdominale saine, lésée et réparée: de l'ex vivo à l'in vivo. Mémoire de thèse. *Université Claude Bernard Lyon 1*.
- Podwojewski, F., Otténio, M., Beillas, P., Guérin, G., Turquier, F., Mitton, M., 2013. Mechanical response of animal abdominal walls *in vitro*: Evaluation of the influence of a hernia defect and a repair with a mesh implanted intraperitoneally. *Journal of Biomechanics*, 46:561-566.
- Poirier, J., Ribadeau-Dumas, J.-L., Bernaudin, J.-F., Cohen, I., 1988. *Abrégé d'histologie*. Masson.
- Poynard, T., Munteanus, M., Luckina, E., Perazzo, H., Ngo, Y., Royer, L., Fedchuk, L., Sattonet, F., Pais, R., Lebray, P., Rudler, M., Thabut, D., Ratzu, V., 2013. Liver fibrosis evaluation using real-time shear wave elastography: Applicability and diagnostic performance using methods without a gold standard. *Journal of Hepatology*, 58:928-935.
- Rath, A.M., Attali, P., Dumas, J.L., Goldlust, D., Zhang, J., Chevrel, J.P., 1996. The abdominal linea alba: an anatomo-radiologic and biomechanical study. *Surg Radiol Anat*, 18:281–288.

Rath, A.M., Zhang, J., Chevrel, J.P., 1997. The sheath of the rectus abdominis muscle: an anatomical and biomechanical study. *Hernia*, 1:139–142.

Rho, M., Spitznagle, T., Van dillen, L., Maheswari, V., Oza, S., Prather, H., 2013. Gender differences on ultrasound imaging of lateral abdominal muscle thickness in asymptotic adults: A pilot study. *Journal of the American Academy of Physical Medecine and Rehabilitation*, 5:374-380.

Schumpelick, V., Junge, K., Klinge, U., Conze, J., 2006. Incisional hernia: Pathogenesis, presentation and treatment. *Deutsche Ärzteblatt*, 103(39):A 2553-8.

Suslavich, F.J., Turner, N.A., King, P.S., Brown, H.K., 1989. Intraabdominal adhesions: intraoperative US. *Radiology*, 172(2):387-8.

Song, C., Alijani, A., Frank, T., Hanna, G., Cuschieri, A., 2006. Elasticity of the living abdominal wall in laparoscopic surgery. *Journal of Biomechanics*, 39:587–591.

Song, C., Alijani, A., Frank, T., Hanna, G., Cuschieri, A., 2006. Mechanical properties of the human abdominal wall measured *in vivo* during insufflation for laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 20:98–990, 2006.

Szymczak, C., Lubowiecka, I., Tomaszewska, A., Smietanski, M., 2012. Investigation of abdomen surface deformation due to life excitation: Implications for implant selection and orientation in laparoscopic ventral hernia repair. *Clinical Biomechanics*, 27:105-110.

Takaza, M., Moerman, K.M., Gindre, J., Lyons, C.G., Simms, C.K., 2013. The anisotropic mechanical behaviour of passive skeletal muscle tissue subjected to large tensile strain. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 17:209-220.

Urquhart, D.M., Hodges, P.W., Allen, T.J., Story, I.H., 2005. Abdominal muscle recruitment during a range of voluntary exercises. *Manual Therapy*, 10:144–153.

Vera-Garcia, F.J., Elvira, J.L.L., Brown, S.H.M., McGill, S.M., 2007. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17:556-567.

van Ramshorst, G.H., Salih, M., Hop, W.C.J., van Waes, O.J.F., Kleinrensink, G-J., Goossens, R.H.M., Lange, J.F., 2010. Noninvasive assessment of intra-abdominal pressure by measurement of abdominal wall tension. *Journal of Surgical Research*, pages 1–5.

Vasseljen, O., Fladmark, A.M., Westad, C., Torp, H.G., 2009. Onset in abdominal muscles recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19:e23-e31.

Vasseljen, O., Fladmark, A.M., 2010. Abdominal muscle contraction thickness and function after specific and general exercises: A randomized controlled trial in chronic low back pain patients. *Manual Therapy*, 15:482-489.

Winkler, M.S., Gerharz, E., Dietz, U.A., 2008. Narbenhernienchirurgie, Übersicht und aktuelle Trends. *Urologe*, 47 :740-747.

Wolloscheck, T., Gaumann, A., Terzic, A., Heintz, A., Junginger, Th., Konerding, M. A., 2004. Inguinal hernia: Measurement of the biomechanics of the lower abdominal wall and the inguinal canal. *Hernia*, 8:233–241.